

Restoratif Diş Tedavilerinde Yenilikçi Materyal Kullanımları

Editör
MUSA ACARTÜRK



BİDGE Yayınları

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİLERİNDE YENİLİKÇİ MATERYAL
KULLANIMLARI**

Editör: DR. ÖĞR. ÜYESİ MUSA ACARTÜRK

ISBN: 978-625-372-756-7

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 26.06.2025

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

www.bidgeyayinlari.com.tr - bidgeyayinlari@gmail.com

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /
Ankara



İçindekiler

VİTAL PULPA TEDAVİLERİ VE KULLANILAN MATERYALLER HAKKINDA GÜNCEL BİR İNCELEME	4
---	---

KEMAL FURKAN GÜDÜL

GÜNCEL KOMPOZİT MATERYALLER.....	42
----------------------------------	----

KÜBRA BAHAR, GÜLŞAH TONGA

KOMPOZİT REZİNLERİN POLİSAJİ: TEORİK TEMELLER, YÖNTEMLER VE KLİNİK UYGULAMALAR	73
--	----

DORUKCAN YILDIRIM

VİTAL PULPA TEDAVİLERİ VE KULLANILAN MATERYALLER HAKKINDA GÜNCEL BİR İNCELEME

KEMAL FURKAN GÜDÜL¹

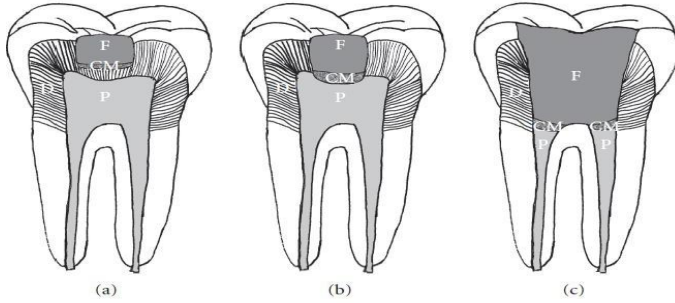
Giriş

Vital pulpa tedavisi (VPT); çürük, restoratif işlemler veya travma gibi nedenlerle tehlikeye giren pulpa dokusunun canlılığını ve işlevini korumayı amaçlayan tedavilerdir (AAE, 2021). Bu tedavinin temel amacı, diş fonksiyonel bir bütün olarak korumak ve tamir dentini oluşumunu teşvik etmektir. Literatürde, VPT'nin başarı ve başarısızlık oranları, metodolojik farklılıklar ve kullanılan materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir (Dammaschke, 2012). Tedavi başarısını etkileyen faktörler arasında pulpal enflamasyonun durumu, tedavi öncesinde spontan ağrı varlığı, pulpanın mekanik ya da çürük nedeniyle açığa çıkması, koronal restorasyonun sızdırmazlığı ve uygulanma zamanı yer almaktadır (Ghoddusi, Forghani, & Parisay, 2014). VPT'leri dörde ayrılmaktadır (Şekil 1) (Edwards, Stone, Bailey, & Tomson, 2021):

¹ Arş.Gör., Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi, Orcid: 0009-0009-0768-092X

1. Direkt Pulpa Kuafajı
2. İndirekt Pulpa Kuafajı
3. Tam Pulpotomi
4. Parsiyel Pulpotomi

Şekil 1. Vital Pulpa Tedavileri. (a) İndirekt Pulpa Kuafajı; (b) Direkt Pulpa Kuafajı; (c) Pulpotomi. (D: Dentin, P: Pulpa, CM: Kuafaj Materyali, F: Restorasyon Materyali)



Kaynak: (Zhang & Yelick, 2010)

Direkt Pulpa Kuafajı

Direkt pulpa kuafajı, pulpanın canlılığını korumak ve üzerinde mineralize bir bariyer oluşmasını teşvik etmek amacıyla doğrudan pulpa üzerine materyalin yerleştirilmesini içeren koruyucu bir tedavi prosedürüdür (Torres, 2019). Direkt pulpa kuafajının başarısını etkileyen en önemli faktörler; pulpal durumun doğru teşhisi, bakteriyel kontaminasyonun olmaması, yeterli koruyucu materyallerin kullanılması ve kavitenin uygun bir restorasyonla etkili bir şekilde kapatılmasıdır (Hilton, 2009).

İndirekt Pulpa Kuafajı

İndirekt pulpa kuafajı, pulpal doku maruziyeti oluşmadığında koruyucu materyallerin kalan dentin üzerine uygulanması prosedüründen oluşur (Torres, 2019). İndirekt pulpa kuafajının amaçları; restorasyonlardan ve ağız ortamından gelen termal, elektriksel ve kimyasal uyaranları engellemek, dentin-pulpa kompleksi üzerinde terapötik bir etki yaratmak, pulpa canlılığını korumak, restorasyonların altındaki mikrosızıntıyı ve bakteri üremesini önlemek veya azaltmak ve marjinal sızdırmazlık özelliklerini geliştirmektir (Busato, 2005).

Tam Pulpotomi

Pulpotomi, dişin koronal pulpa odasındaki iltihaplı veya hastalıklı pulpa dokusunun çıkarılmasını içeren bir tedavi prosedürüdür. Bu tedavi yaklaşımı, pulpa dokusundaki enflamasyonun koronal pulpanın derin seviyelerine kadar uzandığı durumlarda endikedir (Ghoddusi, Forghani, & Parisay, 2013). Tedavi sırasında, sağlıklı radiküler pulpa dokusu, pulpa canlılığını koruyan ve onarımı teşvik eden bir dental materyal ile örtülerek korunur (Endodontology, 2006). Bu amaçla farklı pansuman materyalleri kullanılmıştır. Bunlar arasında fenol, kreozot, ferrik sülfat, polikarboksilat siman, glutaraldehit, çinko oksit ojenol (ZOE), kalsiyum hidroksit (Ca(OH)_2) ve formaldehit bulunmaktadır (Orstavik, 2020). Çalışmalar kısa vadeli başarı oranlarının olumlu olduğunu gösterse de, bu prosedür genellikle süt dişleri için savunulmaktadır (Bogen & Chandler, 2008).

Parsiyel Pulpotomi

Dental literatürde "parsiyel pulpotomi" terimi ilk olarak Cvek tarafından 1978 yılında kullanılmıştır. Bu işlem, koruyucu bir materyal uygulanmadan önce, hasarlı veya iltihaplı pulpa dokusunun yüzeyel tabakasının çıkarılmasını içerir (Duncan, Nair, & Ford,

2009). Parsiyel pulpotomi; kaspal kırıklar, derin dentin çürükleri veya mine gelişim kusurlarına bağlı hasar durumlarında tercih edilebilir (Alqaderi, Al-Mutawa, & Qudeimat, 2014). Direkt pulpa kuafajı ve parsiyel pulpotomi benzer prosedürler olarak kabul edilmektedir. Sadece tedaviden sonra kalan zarar görmemiş doku miktarı açısından farklılık gösterir (Bogen & Chandler, 2008). Literatürde parsiyel pulpotomi için bildirilen başarı oranı %93-96 arasında değişmektedir (Kiatwateeratana et al., 2009; Nosrat & Nosrat, 1998).

Vital Pulpa Tedavisinin Tarihsel Gelişimi

Belgelenmiş ilk VPT, 1756 yılında Philipp Pfaff tarafından altın folyo kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Zander & Glass, 1949). Sonraki yüzyıllarda, pulpa canlılığını korumaya yönelik birçok girişimde bulunulmuş, ancak uygulanan yöntemlerin çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır (Dammashke, 2008). Bu durum, 1922 yılında Hans-Hermann Rebel'in, "Açıkta kalan bir pulpa kayıp bir organdır" ilkesini formüle etmesine yol açmıştır (Rebel, 1992). Birkaç yıl sonra, Bernhard W. Hermann pulpa canlılığını korumak için Ca(OH)_2 'i tanıtmıştır. Eğer endikasyon doğruysa bu materyal kullanılarak VPT'nin başarıyla gerçekleştirilebileceğini histolojik olarak kanıtlamıştır (B Hermann, 1928; BW Hermann, 1930).

Vital Pulpa Tedavisinde Kullanılan Materyaller

Yıllar içinde, güvenli doku yanıtını sağlamak ve başarılı tedavi sonuçları elde etmek için çeşitli dental materyaller geliştirilmiştir (da Rosa et al., 2018). 1920'lerden bu yana literatürde, VPT'nde kullanılmak üzere çeşitli materyaller önerilmiştir (Hanna, Alfayate, & Prichard, 2020). VPT'nde kullanılan materyaller şu özelliklere sahip olmalıdır (Islam et al., 2021);

- Klinik kullanımı kolay olmalı
- Diş yapılarına ve restoratif materyallere tutunabilmeli

- Antibakteriyel olmalı
- Mükemmel sızdırmazlık yeteneği olmalı
- Doku sıvılarında çözünmemeli
- Biyouyumlu olmalı
- Mineralize doku bariyeri oluşumunu teşvik etmeli
- Radyopak olmalı
- Dişte renk değışikliğine neden olmamalı

Çinko Oksit Ojenol

Çinko oksit ojenol (ZOE) diş hekimliğinde uzun yıllardır kaide, liner, siman ve geçici restoratif materyal olarak kullanılmaktadır (Şekil 2). ZOE' nin sitotoksik konsantrasyonlarda ojenol salgıladığı bilinmektedir (Hume, 1984a, 1984b; Koulaouzidou, Papazisis, Economides, Beltes, & Kortsaris, 2005). Ojenol, tahriş edici ve sitotoksik etkileri nedeniyle pulpal doku ile doğrudan temas halinde kullanılmamalıdır (C. Cox, Sübay, Ostro, Suzuki, & Suzuki, 1996). Bu yüzden, VPT'leri için kullanımı şüphelidir (Tewari & Tewari, 2002). ZOE, ojenol salınımı sayesinde biyolojik bir sızdırmazlık sağlamaktadır. Ancak ojenol salınımı zamanla önemli ölçüde azaldığı da unutulmamalıdır (Hilton, 2009). ZOE'nin antibakteriyel etkinliği ağızda ne kadar uzun süre kalırsa o kadar azalacağı tahmin edilmektedir (Hilton, 2009).

Şekil 2. Çinko oksit ojenol siman



Kaynak: (Cavex, 2025)

Kortikosteroidler ve Antibiyotikler

1970'lerde, pulpal ağrıyı kontrol altına almak ve pulpal enflamasyonu baskılamak amacıyla antibiyotiklerle birlikte glukokortikoidler sıklıkla kullanılmıştır (Şekil 3) (Paterson, 1976). Kötü yara iyileşmesi ve pulpal nekroz raporları ortaya çıkmasıyla steroidler artık VPT'leri için kullanılmamaktadır (Komabayashi, Zhu, Eberhart, & Imai, 2016). Gardner ve ark, vankomisinin $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile kombine kullanıldığında, tek başına kullanılan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ göre biraz daha etkili olduğunu ve daha düzenli onarıcı dentin köprüsünü uyardığını bulmuşlardır (Gardner, Mitchell, & McDonald, 1971).

Şekil 3. Kortikosteroid ve Antibiyotik içeren Ledermix patı



Kaynak: (Riemer, 2025)

Hidroksiapatit

Hidroksiapatit, yumuşak dokular ve kemik ile son derece biyouyumlu bir materyal olarak bilinmektedir (Frame, 1987). Bu materyalin, alveolar kret ogmentasyonunda, periodontal kemik defektlerinin iyileşmesinde ve titanyum implantların osteointegrasyon sürecinde etkili olduğu gösterilmiştir. (De Lange, 1990; De Lange & Donath, 1989).

Hidroksiapatit osseokondüktif özelliğe sahiptir. Bu özeliği sayesinde 1992 yılında Jaber ve ark. tarafından pulpa kuafajı ve pulpotomi amacıyla kullanılmıştır. Hayvanlar üzerinde yapılan bu çalışmada, hidroksiapatit pulpa kapama ajanı olarak Ca(OH)_2 ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, hidroksiapatitin pulpada distrofik kalsifikasyona neden olması ve bu durumun gelecekteki endodontik tedavileri zorlaştırdığı gözlemlenmiştir (Jaber, Mascrès, & Donohue, 1992). Hayashi ve ark. gerçekleştirdiği başka bir hayvan çalışmasında ise hidroksiapatitin direkt pulpa kuafajında kullanıldığında, osteodentinin yerini doğrudan alabileceği sonucuna varılmıştır (Hayashi, Imai, Yanagiguchi, Vilorio, & Ikeda, 1999).

Kalsiyum Hidroksit

1920 yılında Hermann Ca(OH)_2 'i tanıtmıştır. 1928 ve 1930 yılları arasında, biyouyumlu bir materyal olduğunu kanıtlamak için canlı pulpa dokusunun Ca(OH)_2 tepkisini incelemiştir (Şekil 4) (Dube, Jain, Rai, & Paul, 2018). O zamandan beri, Ca(OH)_2 birçok araştırmacı tarafından VPT'leri için önerilmiştir. Ancak altın standart olarak kabul edilmesi 20. yüzyılın ortalarına kadar sürmüştür (Dammaschke, 2008).

Şekil 4. Kalsiyum Hidroksit materyali



Kaynak: (Sirona, 2025)

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in etkisi, hidroksil (OH^-) iyonlarının neden olduğu kimyasal hasara dayanmaktadır. Pulpa dokusuna uygulandığında, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ başlangıçta yüzeyel nekroz gelişimini indükler. Bu durum, pulpada hafif bir irritasyona yol açar. İrritasyonun ardından pulpa, hücresel farklılaşma, matriks salgılama ve mineralizasyon kendini onarır ve onarıcı bir dentin köprüsü oluşturur (Schröder, 1985). Dentin köprüsü oluşumunun, pulpa kuafajının klinik başarısında önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir. Ancak yapılan bir çalışmada, maymunlarda $\text{Ca}(\text{OH})_2$ simanı kullanılarak oluşturulan dentin köprülerinin %89'unda tünel defektlerinin bulunduğu bildirilmiştir (C. Cox et al., 1996). Heterojen yapıdaki bu tünel defektleri, yalnızca kalıcı bir bariyer sağlamakta yetersiz kalır ve bakteriyel enfeksiyona karşı uzun süreli biyolojik sızdırmazlık da sunamaz (C. F. Cox & Suzuki, 1994). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in bir diğer dezavantajı da çözünmesidir (C. F. Cox & Suzuki, 1994). Bu çözünme, ölü boşlukların ve mikrosızıntıların oluşumuna yol açarak klinik başarısızlık riskini artırabilir (C. F. Cox & Suzuki, 1994; Taira, Shinkai, Suzuki, Kato, & Katoh, 2011).

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ yüksek alkali bir pH değerine sahiptir. Bu özellik, pulpanın korunmasını sağlayarak daha fazla enflamasyon ya da hasarın oluşmasını önler. Yüksek alkalite, bakteriyel büyümeyi engelleyen bir ortam sağlayarak mineralize doku oluşumunu destekler (Varma et al., 2023). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'nin antibakteriyel aktivitesi,

ortama salınan OH^- iyonlarından kaynaklanmaktadır. OH^- iyonları, çeşitli biyomoleküllerle yüksek düzeyde reaktif olan oldukça oksidan serbest radikallerdir. Bu reaktivite, hem yüksek hem de rastlantısaldır (Rehman, Saunders, Foye, & Sharkey, 1996).

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'nin sert doku onarımını uyardığı gösterilmiştir, ancak bu etkinin arkasındaki kesin mekanizmalar hala tam olarak anlaşılamamıştır (Smith, 2002). Yapılan çalışmalarda, nekrotik tabakanın yüzeyinin, canlı doku ile yara arasında bir bariyer görevi gördüğü ve pulpanın kendi kendine iyileşmesine olanak tanıdığı öne sürülmüştür (Schröder, 1985). Ayrıca, sert doku iyileşmesinin, pulpa çevresinde kalsiyum (Ca^{+2}) iyonlarıyla aşırı doymuş bir mikro ortam oluşumuyla teşvik edilebileceği düşünülmektedir (Islam et al., 2023).

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ basma dayanımı, materyalin türüne ve bileşimine bağlı olarak 10 ila 40 MPa arasında değişkenlik göstermektedir (Varma et al., 2023). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in nispeten düşük basma dayanımı onu yük taşıyıcı uygulamalar için uygun kılmamaktadır.

Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomerler, doğrudan pulpa üzerine uygulanmadığı takdirde iyi bir bakteriyel sızdırmazlık sağlayan materyallerdir (Şekil 5). Florür salınımı, dentine benzer termal genleşme katsayısı ve elastikiyet modülü, cam iyonomerlerin başlıca avantajlarıdır. Ancak bu materyallerin dentin köprüsü oluşturamaması, yüksek çözünürlük göstermesi ve yavaş sertleşme süresi önemli dezavantajlar arasında yer almaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer (RMGIC), direkt pulpa kuafaj ajanı olarak kullanıldığında kronik enflamasyon ve dentin köprüsü oluşumunda eksiklik göstermektedir (Tarim, Hafez, & Cox, 1998).

Şekil 5. Cam iyonomer siman



Kaynak: (Cavex, 2025)

BioAggregate

BioAggregate, perforasyon onarımı, VPT ve apeksifikasyon prosedürleri için kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmak üzere sunulan kalsiyum silikat içerikli bir materyaldir (Camilleri, Sorrentino, & Damidot, 2015). Nanopartikül boyutlu yapıya sahip olan BioAggregate, MTA'ya alternatif bir materyal olarak geliştirilmiştir ve birçok açıdan MTA ile benzerlik göstermektedir. Formülasyonunda kalsiyum fosfat ve silikon dioksit gibi katkı maddeleri bulunurken, alüminyum oksit veya bizmut oksit içermemesi, kimyasal yapısındaki temel farklılıklar arasındadır (Tuloglu & Bayrak, 2016). Ayrıca yapılan çalışmalar, BioAggregate'in Ca^{+2} salınımı, asit ve kırılma direnci, biyouyumluluk ve sızdırmazlık özellikleri açısından MTA'ya kıyasla üstün performans sergilediğini ortaya koymuştur (Raghavendra, Jadhav, Gathani, & Kotadia, 2017; Tuloglu & Bayrak, 2016).

Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman

Kalsiyumdan zenginleştirilmiş siman (CEM), Ca^{+2} bileşikleri içeren bir tür kalsiyum silikat içerikli simandır (Utneja, Nawal, Talwar, & Verma, 2015). CEM, ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak tanıtılmıştır. Siman tozunun ana bileşenleri

kalsiyum oksit (CaO), sülfür trioksit (SO₃), fosfor pentoksit (P₂O₅) ve silisyum dioksittir (SiO₂) (Asgary et al., 2009; Asgary, Shahabi, Jafarzadeh, Amini, & Kheirieh, 2008).

CEM etkili bir antibakteriyel ve antifungal ajandır. Dentinogenez, osteogenez ve sementogenezini indükler (Mehrdad, Malekafzali, Shekarchi, Safi, & Asgary, 2013). CEM yüksek pH değerine (yaklaşık 11) sahip bir ortam oluşturur ve aynı anda yüksek miktarda Ca⁺² ve fosfor iyonu açığa çıkararak hidroksiapatit oluşumunu kolaylaştırır (Asgary, Eghbal, Parirokh, Ghanavati, & Rahimi, 2008; Mehrdad et al., 2013). CEM sızdırmazlık kabiliyeti ve biyouyumluluk özellikleri MTA'ya benzerdir (Asgary, Eghbal, et al., 2008). CEM, MTA ile karşılaştırıldığında, bir saatten kısa sertleşme süresi, benzer pH değeri, daha yüksek akışkanlık, daha düşük film kalınlığı ve üstün kullanım özellikleri sunmaktadır. Ayrıca, CEM'in önemli bir avantajı, dişte renk değişikliğine neden olmamasıdır (Tabarsi et al., 2010; Zarrabi, Javidi, Jafarian, & Joushan, 2010).

Büyüme Faktörleri

Büyüme faktörleri, hücre çoğalmasını ve farklılaşmasını teşvik edebilen biyolojik modülatörlerdir. Bu modülatörlerin, açığa çıkan pulpa dokusunun rejenerasyonunu desteklemede umut verici materyaller olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, mineralizasyonu uyarıcı özellikleri açısından Ca(OH)₂ ile karşılaştırıldığında üstün performans sergiledikleri bildirilmektedir (Lianjia, Yuhao, & White, 1993).

Lianjia ve ark., kemik morfojenik proteinlerin (BMP) dentinogenezden sorumlu olduğunu bulmuşlardır. Aynı zamanda pulpadan farklılaşmamış mezenkimal hücreleri indükleyerek odontoblast benzeri hücreler oluşturduğunu, doğrudan koruyucu olarak kullanıldığında osteodentin ve tübüler dentin birikimi elde ettiğini bulmuşlardır (Lianjia et al., 1993).

Propolis

"Propolis" terimi, Yunanca kökenli olup "şehrin önünde" anlamına gelir (pro: önünde, polis: şehir). Propolis, bal arıları (Apis mellifera) tarafından üretilen reçineli bir maddedir ve tıpta faydalı özellikleri nedeniyle uzun süredir kullanılmaktadır. Arı tutkalı olarak da adlandırılan bu doğal ürün, antimikrobiyal, antioksidan ve anti-enflamatuar özellikleriyle dikkat çekmektedir (Sardana, InduShekar, Manchanda, Saraf, & Sheoran, 2013).

Propolis, reçineli ve yapışkan özellikleri sayesinde dentin tübülleri kapatarak etkinlik gösterir. Aynı zamanda pulpal enflamasyonu azaltıcı etkisiyle de bilinmektedir. (Koo et al., 2002; Park, Alencar, & Aguiar, 2002).

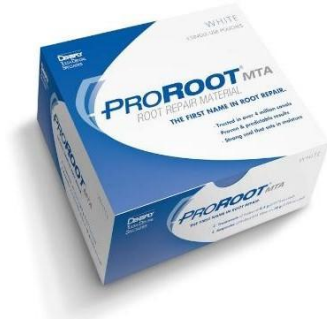
Parolia ve ark., insan diş pulpasında propolis, MTA ve Ca(OH)_2 'i histolojik olarak karşılaştırmıştır. Çalışmada, propolis ve MTA'nın dentin köprüsü oluşturma açısından Ca(OH)_2 ile benzer sonuçlar verdiği tespit edilmiştir (Parolia et al., 2010).

Mineral Trioksit Agregat

MTA, 1993 yılında Mohmoud Torabinejad tarafından Amerika'da Loma Linda Üniversitesi'nde tanıtılmıştır (S.-J. Lee, Monsef, & Torabinejad, 1993). 1998 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından kullanım onayı almıştır (Schwartz, Mauger, Clement, & WALKER III, 1999).

MTA materyali (Şekil 6), Portland simanı ve bizmut oksit (Bi_2O_3) karışımıdır. Ayrıca eser miktarda silisyum dioksit (SiO_2), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), potasyum sülfat (K_2SO_4) ve sodyum sülfat (Na_2SO_4) içerdiği bildirilmektedir. Ana bileşen olan Portland simanı, dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, alçıtaşı ve tetrakalsiyum alüminoferritin bir karışımıdır (Camilleri & Pitt Ford, 2006; Dammaschke, Gerth, Züchner, & Schäfer, 2005; Sari & Sönmez, 2006).

Şekil 6. ProRoot MTA materyali



Kaynak: (Sirona, 2025)

MTA, gri MTA (GMTA) ve beyaz MTA (WMTA) olmak üzere renge dayalı iki farklı tipte sunulmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve elektron prob mikroanalizi, GMTA ve WMTA arasındaki farklılıkları detaylı bir şekilde incelemiştir. Bu analizler, GMTA ile WMTA arasındaki en belirgin farkların alüminyum oksit (Al_2O_3) MgO ve demir oksit (FeO) konsantrasyonlarında olduğunu ortaya koymuştur (Asgary, Parirokh, Eghbal, & Brink, 2005).

Hem GMTA hem de WMTA'nın in vitro koşullarda diş renginde değişikliğe neden olduğu bildirilmektedir (Ioannidis, Mistakidis, Beltes, & Karagiannis, 2013). WMTA ile ilişkili diş renklenmesine yol açan çeşitli faktörler tanımlanmıştır. Bu faktörler arasında kan kontaminasyonu, sodyum hipoklorit ile temas, ışık ve oksijenin varlığı yer almaktadır. Renk değişiminin başlıca nedeninin Bi_2O_3 olduğu varsayılmaktadır. Ancak, diş renklenmesinin altta yatan nedeni ve mekanizması tam olarak anlaşılamamış olup, bu konu üzerindeki araştırmalar devam etmektedir (Felman & Parashos, 2013; Lenherr et al., 2012).

MTA karıştırıldıktan hemen sonra 10,2 pH değerine sahiptir. 3 saatlik sertleşmeden sonra pH 12,5'e yükselmiştir (Mahmoud Torabinejad, Hong, McDonald, & Ford, 1995). Sertleşen MTA'nın

pH'ı Ca(OH)_2 ile benzerdir. pH değişimleri hem mikrobiyal büyümeyi hem de biyouyumluluğu etkileyen kritik faktörler arasında yer almaktadır (Molgatini, Pérez, Tejerina, La Rosa, & Kaplan, 2002).

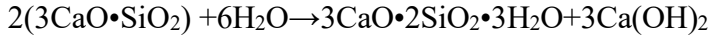
Al-Hazaimi ve ark. MTA'nın özellikle *Enterococcus faecalis* ve *Streptococcus sanguis*'e karşı antibakteriyel etkiye sahip olduğunu belirtmiştir (Al-Hezaimi et al., 2006). Torabinejad ve ark. göre ise MTA anerobların hiçbirine karşı antimikrobiyal etki göstermemiştir. Ancak fakültatif bakteriler üzerinde belirli bir etki göstermiştir (Mahmound Torabinejad, Hong, Ford, & Kettering, 1995).

Sluyk ve ark. (Sluyk, Moon, & Hartwell, 1998), Torabinejad ve ark. (Mahmoud Torabinejad & Chivian, 1999) ve Schmitt ve ark. (D. Lee & Bogen, 2001) MTA için toz/su oranının 3:1 olması gerektiğini savunmuşlardır. Uygun kıvam elde etmek için karıştırma işlemi plastik veya metal bir spatula kullanılarak kağıt ped veya cam levha üzerinde yapılabilir. Karışımın dehidrasyonunu önlemek amacıyla hazırlanan materyalin nemli bir pamuk pelet ile örtülmesi önerilmektedir (Macwan & Deshpande, 2014).

Hidrofilik bir materyal olan MTA, sertleşmek için neme ihtiyaç duyar. Sertleşme sürecinde nemin bulunması, MTA'nın eğilme dayanımını artırır. Bu nedenle, ilk seansta MTA'nın üzerine nemli bir pamuk pelet yerleştirilmesi ve ardından ikinci seansta bu peletin kalıcı bir restorasyonla değiştirilmesi önerilir. Ancak, MTA'nın sertleşme süresinin uzun olması önemli bir dezavantajdır. Son sertleşme tamamlanana kadar randevular arasında nemli pamuk peletin kullanılması gereklidir (Mahmoud Torabinejad & Chivian, 1999).

MTA'nın etki mekanizması Ca(OH)_2 ile benzerlik göstermektedir. MTA'nın hidrasyonu sonucu açığa çıkan Ca(OH)_2 , materyalden sızarak pulpa dokusuyla temas ettiğinde yüzeyel nekroz

oluşumuna neden olur. Dolayısıyla MTA, Ca(OH)₂ salan bir materyal olarak tanımlanabilir. MTA tozu uygulama sırasında su ile karıştırıldığında, tozdaki kalsiyum silikatlar hidratlaşarak aşağıda gösterildiği gibi bir C-S-H jeli ve Ca(OH)₂ üretir (Komabayashi et al., 2016). MTA, şu denklemde gösterildiği gibi hidrasyon reaksiyonu yoluyla oluşur;



MTA'nın en önemli avantajları arasında yüksek sızdırmazlık kapasitesi, biyouyumluluğu, biyoaktivitesi ve mineralize doku oluşumunu teşvik etme yeteneği yer almaktadır. Ayrıca, MTA'nın uygulandığı durumlarda düzgün ve kalın dentin köprüsü oluşumunun yanı sıra, daha düşük düzeyde inflamatuvar yanıt ve pulpa dokusunda minimal nekroz ile ilişkilendirildiği bildirilmektedir. Bu nedenle, MTA'nın Ca(OH)₂'ye kıyasla daha üstün olduğu öne sürülmektedir (Komabayashi et al., 2016).

Pulpa ve periapikal patolojilerin iyileşmesi, enfeksiyona yol açan tahriş edici etmenlerin ortadan kaldırılmasına ve kullanılan sızdırmazlık materyallerinin biyouyumluluğuna bağlıdır. Pulpa kuafajı, pulpotomi, apikal bariyer ve kanal tedavisi gibi uygulamalarda kullanılan materyallerin, çevre dokulara zarar vermemesi, biyouyumlu olması ve sert doku oluşumunu teşvik etmesi büyük önem taşır. Bu kapsamda, MTA yüksek biyouyumluluğu ile etkili bir materyal olarak ön plana çıkmaktadır (Al-Nazhan & Al-Judai, 2003).

MTA, pulpa ve periapikal dokularla temas ettiğinde minimal irritasyon oluşturur ve sert doku oluşumunu destekler. Ayrıca, kimyasal yapısı sayesinde sızdırmazlık sağlama ve iyileşme süreçlerini teşvik etme konusunda üstün özellikler sergiler. Bu özelliklerinden dolayı, restoratif tedavilerde MTA'nın tercih edilme oranı oldukça yüksektir (Al-Nazhan & Al-Judai, 2003).

Basma dayanımı, bir materyalin eksenel yönde uygulanan basınç kuvvetine karşı koyma kapasitesini ifade eder. Bu, sıkıştırma kuvvetinin etkisiyle materyalde oluşan basınç gerilmeleriyle ilişkilidir. MTA'nın 24 saat sonunda ortalama basma dayanımının 40 MPa, 21 gün sonunda ise 70 MPa olduğu bildirilmiştir. Bu değerler, IRM veya süper EBA gibi materyallerle karşılaştırılabilirken, amalgamın basma dayanımından daha düşüktür (Mahmoud Torabinejad et al., 1997).

Ding SJ (Ding, Kao, Shie, Hung Jr, & Huang, 2008) ve Shah PMN (Shah, San Chong, Sidhu, & Ford, 1996), MTA'nın ZOE ile karşılaştırılabilir radyoopasiteye sahip olduğunu bulmuşlardır. Ancak MTA'nın; Süper EBA, IRM, guttaperka veya amalgamdan daha az radyopak olduğu bildirilmiştir. Torabinejad, MTA'nın ortalama radyoopaklığının 7.17 mm eşdeğer alüminyum kalınlığında olduğu ve bunun radyografik olarak görüntülenmesini kolaylaştırmak için yeterli olduğu sonucuna varmıştır (Mahmoud Torabinejad et al., 1995).

Nandini ve ark., MTA'nın cam iyonomer siman (GIC) ve kompozit rezinler gibi restoratif materyallerle reaksiyona veya etkileşime girmediğini bulmuşlardır. Bu durum, MTA üzerine GIC veya kompozit rezinler yerleştirildiğinde, sertleşme reaksiyonunun olumsuz etkilenmeyeceğini göstermektedir. Bu bulgu, MTA'nın çeşitli restoratif materyallerle birlikte kullanılabilmesi açısından olumlu bir özellik olarak değerlendirilir (Nandini, Ballal, & Kandaswamy, 2007). Öte yandan, Srinivasan ve ark., arta kalan Ca(OH)_2 partiküllerinin, MTA'nın dentin duvarına adaptasyonunu engelleyebileceğini belirtmişlerdir. Ca(OH)_2 partiküllerinin MTA ile kimyasal reaksiyona girmesi, dentin duvarı ile MTA arasında mekanik bir bariyer oluşturarak sızdırmazlık yeteneğinin azalmasına yol açabilir. Bu nedenle, MTA uygulamadan önce kalan Ca(OH)_2 'in tamamen temizlenmesi, ideal sızdırmazlık sağlamak açısından kritik bir öneme sahiptir (Srinivasan, Waterhouse, & Whitworth, 2009).

Şekil 7. Biodentin materyali



Kaynak: (Septodont, 2025)

Biodentin

Biodentin, 2009 yılında piyasaya sunulan kalsiyum silikat içerikli bir materyaldir (Şekil 7). Biodentin, MTA bazlı siman teknolojisini temel alınarak formüle edilmiştir. Bu teknoloji sayesinde, simanın fiziksel özellikleri iyileştirilmiş ve kullanım alanları genişletilmiştir (S. Septodont, 2010). Endodontik tamir (kök perforasyonları, apeksifikasyon, rezorptif lezyonlar ve endodonti cerrahisinde retrograd dolgu) ve pulpa kuafajı gibi geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bunun yanı sıra, restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak da kullanılabilir.

Biodentin, iki bileşenli bir materyaldir ve toz ile sıvı kısımlardan oluşmaktadır. Toz bileşeni, trikalsiyum silikat (ana bileşen), dikalsiyum silikat (ikincil bileşen), kalsiyum karbonat, FeO (renklendirici) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) (radyopaklaştırıcı) içermektedir. Sıvı bileşeni ise kalsiyum klorür (sertleşme sürecini hızlandırıcı) ve suda çözünür bir polimerden (su indirgeme ajanı) oluşmaktadır (Ranjan, 2014).

Tozun sıvı ile reaksiyona girmesi simanın sertleşme reaksiyonunu başlatır. Su, trikalsiyum silikat ile etkileşime girerek kalsiyum silikat jel (C-S-H) ve Ca(OH)_2 oluşumuna neden olur (Taylor, 1997). Hidratlı jel, kalan silikat partiküllerinin yüzeylerinde ve partiküller arasındaki boşluklarda çökelir ve reaksiyona girmemiş trikalsiyum silikat arasındaki boşlukları kademeli olarak doldurur (Singh, Kaur, Markan, & Kapoor, 2014).

Biodentin, şu denklemde gösterildiği gibi hidrasyon reaksiyonu yoluyla oluşur;



Biodentin, MTA ile karşılaştırıldığında daha kısa bir sertleşme süresine sahiptir. Sertleşme süresi 9-12 dakika aralığındadır. Daha kısa sertleşme süresinin ana nedeni, hızlandırıcı görevi gören kalsiyum klorürün varlığıdır. Ayrıca, bu materyal su azaltıcı bir ajan olarak işlev gören hidro çözünür bir polimer de içerir (Cabeza, Keddam, Nóvoa, Sánchez, & Takenouti, 2006).

Biodentin'in antibakteriyel özellikleri ve onarıcı dentin oluşumunu tetikleme yeteneği, pulpa canlılığının uzun süreli korunmasını sağlayan iki önemli faktördür. Antibakteriyel aktivitenin, materyalin sahip olduğu alkalın pH ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Prajakta & Maneesha Das, 2013). Çeşitli çalışmalar, Biodentin'in *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus sanguis* ve *Escherichia coli*'ye karşı önemli antimikrobiyal etkinliğini göstermiştir (Bhavana et al., 2015; Ceci, Beltrami, Chiesa, Colombo, & Poggio, 2015). Öte yandan, onarıcı dentin oluşumunun, pulpa hücrelerinden salınan Dönüştürücü Büyüme Faktörü Betal'e (TGF- β 1) bağlı olduğu gösterilmiştir. TGF- β 1, pulpa kök hücrelerini Biodentin'in uygulandığı alana çekerek bu hücrelerin, onarıcı dentin salgılayan odontoblast benzeri hücrelere dönüşümünü teşvik etmektedir (Prajakta & Maneesha Das, 2013).

Dental materyaller, bağ dokusu ve kan damarlarına yakın bölgelerde kullanılmadan önce sitotoksosite açısından değerlendirilmelidir (Han & Okiji, 2011). Laurent ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, Biodentin'in anjiyogenezi artırdığı, progenitör hücrelerin toplanmasını teşvik ettiği ve VPT'lerinde önemli bir rol oynayan TGF- β üretimini desteklediği gösterilmiştir (Laurent, Camps, & About, 2012).

Bu materyaller genellikle ince tabakalar halinde uygulanır. Çevre dokulardan kolayca ayırt edilmeleri gerektiği için, radyoopasite dental materyallerde aranan önemli bir özelliktir. Diğer materyallerde radyoopaklaştırıcı olarak kullanılan Bi_2O_3 'in aksine, Biodentin'de radyoopaklaştırıcı olarak ZrO_2 tercih edilmiştir (S. Septodont, 2010). MTA için ortalama radyoopasite 7,17 mm eşdeğer alüminyum kalınlığı iken Biodentin için 3,5 mm eşdeğer alüminyum kalınlığa kadar radyoopasite bildirmiştir (Mahmoud Torabinejad et al., 1995).

Basma dayanımı, hidrolik simanların temel fiziksel özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Biodentin gibi materyallerin VPT'lerinde yaygın olarak kullanıldığı göz önüne alındığında, bu materyalin kırıcı kuvvetlere karşı dayanıklılık göstermesi büyük önem taşımaktadır. Başka bir deyişle, dış darbelere karşı koyabilmesi için yeterli basma dayanımına sahip olması gerekmektedir Biodentin, zamanla basma dayanımını artırarak dentine benzer bir seviyeye ulaşabilmektedir (Koubi et al., 2013). Grech ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, Biodentin'in düşük su/toz oranı nedeniyle test edilen diğer materyallere kıyasla en yüksek basma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir (Grech, Mallia, & Camilleri, 2013).

Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat Siman (TheraCal LC)

TheraCal LC, kalsiyum silikat içerikli bir pulpa kuafaj materyali olup, 2011 yılında piyasaya sürülmüştür (Şekil 8). Bu

materyal, kalsiyum silikat içerikli materyallerin üstteki rezin restorasyonla bağlanma kapasitesinde görülen azalmayı aşmak amacıyla geliştirilmiştir (Kunert & Lukomska-Szymanska, 2020).

TheraCal LC içerik olarak, Portland tip III siman (%45), kalınlaştırıcı ajan olarak füme silika (%7), rezin (%43) ve radyoopaklaştırıcı olarak baryum zirkonattan (%3) oluşmaktadır (Suh, Yin, Cannon, & Martin, 2008).

Şekil 8. TheraCal LC materyali



Kaynak: (Bisco, 2025)

Gandolfi ve ark. ile Cantekin'in yapmış oldukları çalışmalara göre, TheraCal LC, 1-1,7 mm kalınlıkta uygulandığında ve 1200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip bir ışık yayan diyot (LED) ünitesiyle 20 saniye süreyle polimerize edildiğinde, yüksek bir polimerizasyon derinliği göstermektedir. Bu durum nihai restorasyonun hemen yerleştirilmesi için uygundur (Cantekin, 2015; Gandolfi, Siboni, & Prati, 2012). Wassel ve ark. göre, 1,7 mm derinliğe kadar polimerize olabilme özelliği materyalin zamansız çözünmesini ve böylece marjinal sızıntıyı önleyebilmektedir (Wassel, Amin, & Badran, 2017).

TheraCal LC, su ile temas ettiğinde hidrolik bir reaksiyon başlatır ve bu reaksiyon sonucunda Ca^{+2} ve OH^- iyonları serbest bırakılır. Salınan Ca^{+2} iyonları, yüzeyde kalsiyum apatit oluşumuna neden olur. Kalsiyum apatit, diş yapısında bulunan doğal bir mineral olup, dişin sert dokusunun yeniden oluşumuna katkıda bulunur. Bu süreç, odontoblastların farklılaşmasına ve yeni dentin oluşumuna yol açar (Bala Anusha, Prathima, Sanguida, Nandakumar, & Kavitha, 2022). TheraCal LC'nin saldığı OH iyonları, 8 ila 11 arasında alkali bir pH sağlar. Bu yüksek pH, bakterilerin hayatta kalmasını ve çoğalmasını zorlaştırır (Gandolfi et al., 2012; Wassel et al., 2017).

Pulpa kuafaj materyallerinin antimikrobiyal aktivite göstermesi, enfeksiyonun önlenmesi ve dişin uzun vadeli sağlığı için oldukça önemlidir. Poggio ve ark. agar difüzyon testlerini kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmada, farklı pulpa kuafaj materyallerinin antimikrobiyal aktiviteleri incelenmiştir. TheraCal LC, *S. salivarius* ve *S. sanguis* gibi bakterilere karşı test edilmiştir. Bu bakteriler, ağız florasında yaygın olarak bulunur ve diş çürüklerine yol açabilecek patojenler arasındadır. TheraCal LC, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ bazlı bir liner olan Dycal ile karşılaştırıldığında, bu bakterilere karşı daha düşük bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Ancak TheraCal LC, *S. mutans*'a karşı test edildiğinde Dycal (Dentsply Caulk Milford, DE, USA) ile benzer antimikrobiyal aktiviteye sahiptir (Poggio et al., 2014).

TheraCal LC, kamforokinon ve etil-4-(dimetilamino) benzoat gibi katkı maddeleri içerir. Bu bileşikler, polimerizasyon sürecini başlatan ışıkla polimerizasyon özelliği kazandırır. Yüksek moleküler ağırlıklı bu bileşiklerin varlığı, materyalin daha az gözenekli olmasını sağlar. Küçük boyutlu gözenekler, sızdırmazlık kabiliyetini artırır ve materyalin iç ve dış yüzeyi arasındaki elüsyon hızını düşürür. Bu durum materyalin zamanla bozulmasını önlemeye yardımcı olur (Bala Anusha et al., 2022).

TheraCal LC büyük oranda kalsiyum silikat içerir. Kalsiyum silikat, biyouyumluluk ve sert doku oluşumunu teşvik etme açısından çok değerlidir, ancak bu bileşen, ışık iletiminin zayıf olmasına neden olur (Nilsen, Jensen, Örtengren, & Michelsen, 2017).

Gandolfi ve ark., TheraCal LC'nin radyoopasitesini $1,07 \pm 0,06$ mm Al olarak rapor etmişlerdir. Bu değer, ISO 6876:2002 standardının belirlediği ≥ 3 mm Al radyoopasite gerekliliğinin altında kalmaktadır. (Gandolfi et al., 2012).

Cantekin'in çalışmasına göre, nihai restorasyon olarak metakrilat bazlı kompozit ile kaplanan TheraCal LC, 19,3 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu değer, RMGIC (5,7 MPa) ve MTA'ya (8,8 MPa) kıyasla önemli ölçüde daha yüksektir ve TheraCal LC'nin kontraksiyon kuvvetlerine karşı daha iyi direnç sunduğunu ortaya koymaktadır (Cantekin, 2015). Alzraikat ve ark. ise, TheraCal LC'nin dentine bağlanma gücünün kullanılan adeziv sistemin türünden etkilenmediğini belirlemişlerdir. Bu bulgu, TheraCal LC'nin geniş bir adeziv sistem yelpazesıyla uyumlu olduğunu ve her tür adezivle etkili bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir (Alzraikat, Taha, Qasrawi, & Burrow, 2016).

Pulpa kuafaj materyalinin sitotoksitesisi ve biyouyumluluğu, pulpa dokusunun sağlığını korumak açısından kritik öneme sahiptir Lee ve ark., farklı pulpa kuafaj materyallerinin köpeklerdeki parsiyel pulpotomi vakalarında oluşturduğu pulpal yanıtları ve biyouyumluluğunu değerlendirmiştir. TheraCal LC, çalışmada kullanılan RetroMTA ve ProRoot MTA ile karşılaştırıldığında en az olumlu pulpal yanıtları üretmiştir. Bu durum, TheraCal LC'nin düşük biyouyumluluğa sahip olabileceğini ve pulpa dokusunun sağlığını olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir. Çalışmada ayrıca, TheraCal LC'nin yapısında bulunan akrilik monomer bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA)'nın gözlemlenen yüksek

inflatuar reaksiyondan sorumlu olabileceği öne sürülmüştür. Bu durum, TheraCal LC kullanımının potansiyel riskleri konusunda dikkatli olunması gerektiğini işaret etmektedir (H. Lee et al., 2015).

Self Adeziv Kalsiyum Salınımı Kaidesi/Lineri (TheraBase)

TheraBase, diş hekimliğinde kullanılan yeni nesil bir kaide/liner materyali olup, dual-cured (çift kürlemeli) özelliği sayesinde hem ışıkla hem de kimyasal reaksiyonla sertleşmektedir (Şekil 9). Ca^{+2} salınımı yaparak diş yapısının remineralizasyonunu destekler ve kendinden adeziv özelliği sayesinde diş dokusuna kimyasal bağlanma sağlar. Bu özellikleri, restorasyonların dayanıklılığını artırmakta ve uzun ömürlü olmasına katkıda bulunmaktadır (Bisco, 2022).

Şekil 9. TheraBase materyali



Kaynak: (Bisco, 2025)

TheraBase, yenilikçi yapısıyla geleneksel rezin matrislerden farklı olarak hidrofilik bir matrise sahiptir ve bağlandığı doku ile iyon alışverişi yapabilme özelliği gösterir. Materyalin içeriğinde bulunan 10-MDP monomeri, adezyonu artırıcı bir bileşen olarak öne çıkmaktadır. Üretici firma, TheraBase'in diğer Ca^{+2} salan kaide/liner materyallerine kıyasla daha yüksek radyoopasiteye sahip olduğunu ve bunun radyografilerde kolay tanımlama ve etkili tanı sağladığını belirtmiştir. Ayrıca TheraBase'in basma dayanımının, diğer Ca^{+2} salan materyallere göre oldukça yüksek olduğu ifade edilmiştir (Bisco, 2022).

TheraBase, bir adeziv kullanımını gerektirmeden uygulanabilir ve Ca^{+2} salınımıyla pulpa canlılığını destekleyen alkali bir pH ortamı oluşturur. Çift kürleme özelliği sayesinde, ışığın ulaşmadığı derin restorasyonlarda bile tamamen polimerize olabilir. Kullanım kolaylığı sağlayan otomatik karışimli çift şırınga sistemi ile dengeli bir karışım sunarak hızlı ve pratik bir uygulama imkânı sağlar (Bisco, 2022). TheraBase piyasaya yeni çıkmış bir ürün olması nedeniyle, mevcut literatürde bu materyalle ilgili bilgiler sınırlıdır.

Sonuç ve Öneriler

Vital pulpa tedavileri, minimal invaziv yaklaşımları ve pulpanın canlılığını korumaya yönelik hedefleriyle modern diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır. Bu tedavilerin başarısında, klinik protokolün doğru uygulanmasının yanı sıra, vakaya uygun biyouyumlu ve biyolojik olarak aktif materyallerin seçimi büyük önem arz etmektedir. Geleneksel olarak kullanılan kalsiyum hidroksit, MTA ve benzeri materyallerin uzun dönem başarıları literatürde iyi belgelenmiş olsa da, bu materyallerin bazı dezavantajları (örneğin; uzun sertleşme süresi, renklenme potansiyeli, yüksek maliyet vb.) alternatif materyallerin geliştirilmesini gündeme getirmiştir. Rezin modifiye kalsiyum silikatlar gibi yeni nesil materyallerin vital pulpa tedavilerinde kullanımı, hem klinik kolaylık hem de biyolojik etkinlik açısından umut verici görünmektedir. Ancak bu yeni materyallerin güvenilirliğinin ve uzun dönem etkinliğinin tam olarak değerlendirilebilmesi için daha fazla laboratuvar çalışmasına ve klinik araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Kaynakça

AAE. (2021). Position statement on vital pulp therapy. *J Endod*, 47(9), 1340-1344.

Al-Hezaimi, K., Al-Shalan, T. A., Naghshbandi, J., Oglesby, S., Simon, J. H., & Rotstein, I. (2006). Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1053-1056.

Al-Nazhan, S., & Al-Judai, A. (2003). Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 29(12), 826-827.

Alqaderi, H. E., Al-Mutawa, S. A., & Qudeimat, M. A. (2014). MTA pulpotomy as an alternative to root canal treatment in children's permanent teeth in a dental public health setting. *Journal of dentistry*, 42(11), 1390-1395.

Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal*, 35(6), 881-887.

Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghanavati, F., & Rahimi, H. (2008). A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 106(4), 609-614.

Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghoddusi, J., Kheirieh, S., & Brink, F. (2009). Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of Endodontics*, 35(2), 243-250.

Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 31(2), 101-103.

Asgary, S., Shahabi, S., Jafarzadeh, T., Amini, S., & Kheirieh, S. (2008). The properties of a new endodontic material. *Journal of Endodontics*, 34(8), 990-993.

Bala Anusha, D., Prathima, G. S., Sanguida, A., Nandakumar, S., & Kavitha, M. (2022). Role of TheraCal LC in Pediatric Dentistry: A Narrative Review. *Journal of International Oral Health*, 14(2), 111-117. doi:10.4103/jioh.jioh_122_21

Bhavana, V., Chaitanya, K. P., Gandhi, P., Patil, J., Dola, B., & Reddy, R. B. (2015). Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(1), 44-46.

Bisco. (2022). <https://global.bisco.com/therabase-/>.

Bisco. (2025). Retrieved from <https://www.bisco.com/therabase-ca/>

Bogen, G., & Chandler, N. (2008). Vital pulp therapy. *Ingle's endodontics*, 6, 1310-1329.

Busato, A. L. S. (2005). Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica. In *Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica* (pp. 377-377).

Cabeza, M., Keddarn, M., Nóvoa, X. R., Sánchez, I., & Takenouti, H. (2006). Impedance spectroscopy to characterize the pore structure during the hardening process of Portland cement paste. *Electrochimica Acta*, 51(8-9), 1831-1841.

Camilleri, J., & Pitt Ford, T. (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *International endodontic journal*, 39(10), 747-754.

Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2015). Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate™ and MTA Angelus™. *Clinical oral investigations*, 19, 689-698.

Cantekin, K. (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(2), 143-148.

Cavex. (2025). Retrieved from <https://www.cavex.nl/?lang=en>

Ceci, M., Beltrami, R., Chiesa, M., Colombo, M., & Poggio, C. (2015). Biological and chemical-physical properties of root-end filling materials: A comparative study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(2), 94-99.

Cox, C., Sübay, R., Ostro, E., Suzuki, S., & Suzuki, S. (1996). Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping. *Operative dentistry*, 21(1), 4-11.

Cox, C. F., & Suzuki, S. (1994). Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. cohesive hybridization. *The Journal of the American Dental Association*, 125(7), 823-831.

da Rosa, W. L., Cocco, A. R., Silva, T. M. d., Mesquita, L. C., Galarca, A. D., Silva, A. F. d., & Piva, E. (2018). Current trends and future perspectives of dental pulp capping materials: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 106(3), 1358-1368.

Dammaschke, T. (2008). The history of direct pulp capping. *Journal of the History of Dentistry*, 56(1), 9-23.

Dammaschke, T. (2012). A new bioactive cement for direct pulp capping. *Int Dent*, 2(2), 64-69.

Dammaschke, T., Gerth, H. U., Züchner, H., & Schäfer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental materials*, 21(8), 731-738.

De Lange, G. (1990). Repair of periodontal bone defect with hydroxylapatite implants. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 7(1), 54-58.

De Lange, G., & Donath, K. (1989). Interface between bone tissue and implants of solid hydroxyapatite or hydroxyapatite-coated titanium implants. *Biomaterials*, 10(2), 121-125.

Ding, S. J., Kao, C. T., Shie, M. Y., Hung Jr, C., & Huang, T. H. (2008). The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na₂HPO₄ as an accelerant. *Journal of Endodontics*, 34(6), 748-751.

Dube, K., Jain, P., Rai, A., & Paul, B. (2018). Preventive endodontics by direct pulp capping with restorative dentin substitute-biodentine: a series of fifteen cases. *Indian Journal of Dental Research*, 29(3), 268-274.

Duncan, H. F., Nair, P., & Ford, T. R. P. (2009). Vital pulp treatment: clinical considerations. *Endodontic Practice Today*, 3(1).

Edwards, D., Stone, S., Bailey, O., & Tomson, P. (2021). Preserving pulp vitality: part two-vital pulp therapies. *British dental journal*, 230(3), 148-155.

Endodontology, E. S. o. (2006). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International endodontic journal*, 39(12), 921-930.

Felman, D., & Parashos, P. (2013). Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(4), 484-487.

Frame, J. W. (1987). Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 16(6), 642-655.

Gandolfi, M. G., Siboni, F., & Prati, C. (2012). Chemical–physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International endodontic journal*, 45(6), 571-579.

Gardner, D. E., Mitchell, D. F., & McDonald, R. E. (1971). Treatment of pulps of monkeys with vancomycin and calcium hydroxide. *Journal of dental research*, 50(5), 1273-1277.

Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2013). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian endodontic journal*, 9(1), 15.

Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2014). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian endodontic journal*, 9(1), 15.

Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental materials*, 29(2), e20-e28.

Han, L., & Okiji, T. (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. *International endodontic journal*, 44(12), 1081-1087.

Hanna, S. N., Alfayate, R. P., & Prichard, J. (2020). Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. *European endodontic journal*, 5(1), 46.

Hayashi, Y., Imai, M., Yanagiguchi, K., Vilorio, I. L., & Ikeda, T. (1999). Hydroxyapatite applied as direct pulp capping medicine substitutes for osteodentin. *Journal of Endodontics*, 25(4), 225-229.

Hermann, B. (1928). Ein weiterer Beitrag zur Frage der Pulpenbehandlung. *Zahnärztl Rdsch*, 37, 1372-1376.

Hermann, B. (1930). Dentinobliteration der Wurzelkanäle nach der Behandlung mit Calcium. *Zahnärztl Rundsch*, 38, 888-899.

Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Operative dentistry*, 34(5), 615-625.

Hume, W. (1984a). An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. *Journal of dental research*, 63(6), 881-884.

Hume, W. (1984b). Basic biological sciences effect of eugenol on respiration and division in human pulp, mouse fibroblasts, and liver cells in vitro. *Journal of dental research*, 63(11), 1262-1265.

Ioannidis, K., Mistakidis, I., Beltes, P., & Karagiannis, V. (2013). Spectrophotometric analysis of coronal discolouration induced by grey and white MTA. *International endodontic journal*, 46(2), 137-144.

Islam, R., Islam, M. R. R., Tanaka, T., Alam, M. K., Ahmed, H. M. A., & Sano, H. (2023). Direct pulp capping procedures—Evidence and practice. *Japanese Dental Science Review*, 59, 48-61.

Islam, R., Toida, Y., Chen, F., Tanaka, T., Inoue, S., Kitamura, T., . . . Sano, H. (2021). Histological evaluation of a novel phosphorylated pullulan-based pulp capping material: An in vivo

study on rat molars. *International endodontic journal*, 54(10), 1902-1914.

Jaber, L., Mascrès, C., & Donohue, W. B. (1992). Reaction of the dental pulp to hydroxyapatite. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 73(1), 92-98.

Kiatwateeratana, T., Kintarak, S., Piwat, S., Chankanka, O., Kamaolmatyakul, S., & Thearmontree, A. (2009). Partial pulpotomy on caries-free teeth using enamel matrix derivative or calcium hydroxide: a randomized controlled trial. *International endodontic journal*, 42(7), 584-592.

Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R., & Imai, Y. (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dental materials journal*, 35(1), 1-12.

Koo, H., Cury, J. A., Rosalen, P. L., Ambrosano, G. M., Ikegaki, M., & Park, Y. K. (2002). Effect of a mouthrinse containing selected propolis on 3-day dental plaque accumulation and polysaccharide formation. *Caries research*, 36(6), 445-448.

Koubi, G., Colon, P., Franquin, J.-C., Hartmann, A., Richard, G., Faure, M.-O., & Lambert, G. (2013). Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth—a prospective study. *Clinical oral investigations*, 17, 243-249.

Koulaouzidou, E. A., Papazisis, K. T., Economides, N. A., Beltes, P., & Kortsaris, A. H. (2005). Antiproliferative effect of mineral trioxide aggregate, zinc oxide-eugenol cement, and glass-ionomer cement against three fibroblastic cell lines. *Journal of Endodontics*, 31(1), 44-46.

Kunert, M., & Lukomska-Szymanska, M. (2020). Bio-inductive materials in direct and indirect pulp capping—a review article. *Materials*, 13(5), 1204.

Laurent, P., Camps, J., & About, I. (2012). Biodentine™ induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International endodontic journal*, 45(5), 439-448.

Lee, D., & Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatric Dent*, 23(4), 326-330.

Lee, H., Shin, Y., Kim, S.-O., Lee, H.-S., Choi, H.-J., & Song, J. S. (2015). Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of Endodontics*, 41(8), 1317-1324.

Lee, S.-J., Monsef, M., & Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 19(11), 541-544.

Lenherr, P., Allgayer, N., Weiger, R., Filippi, A., Attin, T., & Krastl, G. (2012). Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *International endodontic journal*, 45(10), 942-949.

Lianjia, Y., Yuhao, G., & White, F. H. (1993). Bovine bone morphogenetic protein-induced dentinogenesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007), 295, 305-312.

Macwan, C., & Deshpande, A. (2014). Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. *Journal of Oral Research and Review*, 6(2), 71-74.

Mehrdad, L., Malekafzali, B., Shekarchi, F., Safi, Y., & Asgary, S. (2013). Histological and CBCT evaluation of a pulpotomised primary molar using calcium enriched mixture cement. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 14, 191-194.

Molgatini, S., Pérez, S., Tejerina, D., La Rosa, A., & Kaplan, A. (2002). Changes of pH produced by immersion of endodontic sealers. *Acta odontologica latinoamericana: AOL*, 15(1-2), 15-19.

Nandini, S., Ballal, S., & Kandaswamy, D. (2007). Influence of glass-ionomer cement on the interface and setting reaction of mineral trioxide aggregate when used as a furcal repair material using laser Raman spectroscopic analysis. *Journal of Endodontics*, 33(2), 167-172.

Nilsen, B. W., Jensen, E., Örtengren, U., & Michelsen, V. B. (2017). Analysis of organic components in resin-modified pulp capping materials: critical considerations. *European journal of oral sciences*, 125(3), 183-194.

Nosrat, & Nosrat. (1998). Reparative hard tissue formation following calcium hydroxide application after partial pulpotomy in cariously exposed pulps of permanent teeth. *International endodontic journal*, 31(3), 221-226.

Orstavik, D. (2020). *Essential endodontology: prevention and treatment of apical periodontitis*: John Wiley & Sons.

Park, Y. K., Alencar, S. M., & Aguiar, C. L. (2002). Botanical origin and chemical composition of Brazilian propolis. *Journal of agricultural and food chemistry*, 50(9), 2502-2506.

Parolia, A., Kundabala, M., Rao, N., Acharya, S., Agrawal, P., Mohan, M., & Thomas, M. (2010). A comparative histological analysis of human pulp following direct pulp capping with Propolis, mineral trioxide aggregate and Dycal. *Australian dental journal*, 55(1), 59-64.

Paterson, R. (1976). Corticosteroids and the exposed pulp. *British dental journal*, 140(5), 174-177.

Poggio, C., Arciola, C. R., Beltrami, R., Monaco, A., Dagna, A., Lombardini, M., & Visai, L. (2014). Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *The Scientific World Journal*, 2014(1), 181945.

Prajakta, G., & Maneesha Das, M. (2013). Biodentine: A Revolution in Conservative Dentistry & Endodontics. *Journal of Interdisciplinary Dental Sciences*, 2(1), 7.

Raghavendra, S. S., Jadhav, G. R., Gathani, K. M., & Kotadia, P. (2017). Bioceramics in endodontics—a review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 51(3 Suppl 1), 128-137.

Ranjan, M. (2014). Review on Biodentine-A Bioactive Dentin Substitute.

Rebel, H. (1992). Über die Ausheilung der freigelegten Pulpa. *Dtsch Zahnheilk*, 55, 1-83.

Rehman, K., Saunders, W., Foye, R., & Sharkey, S. (1996). Calcium ion diffusion from calcium hydroxide-containing materials in endodontically-treated teeth: An in vitro study. *International endodontic journal*, 29(4), 271-279.

Riemer. (2025). Retrieved from <https://www.metindisdeposu.com.tr/riemser-ledermix-kanal-dolgu-pati>

Sardana, D., InduShekar, K., Manchanda, S., Saraf, B. G., & Sheoran, N. (2013). Role of propolis in dentistry: review of the literature. *Focus on Alternative and Complementary Therapies*, 18(3), 118-125.

Sari, Ş., & Sönmez, D. (2006). Internal resorption treated with mineral trioxide aggregate in a primary molar tooth: 18-month follow-up. *Journal of Endodontics*, 32(1), 69-71.

Schröder, U. (1985). Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *Journal of dental research*, 64(4), 541-548.

Schwartz, R. S., Mauger, M., Clement, D. J., & WALKER III, W. A. (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 130(7), 967-975.

Septodont. (2025). Retrieved from <https://www.septodontusa.com/product/dentin-restoration-biodentine/>

Septodont, S. (2010). Biodentine active biosilicate technology: scientific file. *Saint-Maur-Des-Fosses Cedex, France: R and D Department, Septodont*.

Shah, P. M., San Chong, B., Sidhu, S. K., & Ford, T. R. P. (1996). Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 81(4), 476-479.

Singh, H., Kaur, M., Markan, S., & Kapoor, P. (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*, 2(140), 2.

Sirona, D. (2025). Retrieved from <https://www.dentsplysirona.com/en-us/shop/R-BP-1000169004/dycal.html>

Sluyk, S., Moon, P., & Hartwell, G. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics*, 24(11), 768-771.

Smith, A. (2002). Pulpal responses to caries and dental repair. *Caries research*, 36(4), 223-232.

Srinivasan, V., Waterhouse, P., & Whitworth, J. (2009). Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 19(1), 34-47.

Suh, B., Yin, R., Cannon, M., & Martin, D. E. (2008). Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. In: Google Patents.

Tabarsi, B., Parirokh, M., Eghbal, M., Haghdoost, A., Torabzadeh, H., & Asgary, S. (2010). A comparative study of dental pulp response to several pulpotomy agents. *International endodontic journal*, 43(7), 565-571.

Taira, Y., Shinkai, K., Suzuki, M., Kato, C., & Katoh, Y. (2011). Direct pulp capping effect with experimentally developed adhesive resin systems containing reparative dentin-promoting agents on rat pulp: mixed amounts of additives and their effect on wound healing. *Odontology*, 99, 135-147.

Tarim, B., Hafez, A. A., & Cox, C. F. (1998). Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence International*, 29(8).

Taylor, H. (1997). Cement chemistry 2 Thomas Telford London. *Crossref Search Google Scholar Export Citation*.

Tewari, S., & Tewari, S. (2002). Assessment of coronal microleakage in intermediately restored endodontic access cavities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 93(6), 716-719.

Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25(3), 197-205.

Torabinejad, M., Ford, T. R. P., McKendry, D. J., Abedi, H. R., Miller, D. A., & Kariyawasam, S. P. (1997). Histologic

assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of Endodontics*, 23(4), 225-228.

Torabinejad, M., Hong, C., Ford, T. P., & Kettering, J. (1995). Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of Endodontics*, 21(8), 403-406.

Torabinejad, M., Hong, C., McDonald, F., & Ford, T. P. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349-353.

Torres, C. R. G. (2019). *Modern operative dentistry: Principles for clinical practice*: Springer Nature.

Tuloglu, N., & Bayrak, S. (2016). Comparative evaluation of mineral trioxide aggregate and bioaggregate as apical barrier material in traumatized nonvital, immature teeth: A clinical pilot study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 19(1), 52-57.

Utneja, S., Nawal, R. R., Talwar, S., & Verma, M. (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement-review of its composition, properties and applications. *Restorative dentistry & endodontics*, 40(1), 1-13.

Varma, P., Krishna, G. G., Alla, R. K., Sowmya, S., Swamy, K., & Malkapuram, R. S. (2023). Calcium Hydroxide Pulp Capping Agent: An Overview on Composition, Properties, and Clinical Applications. *UTTAR PRADESH JOURNAL OF ZOOLOGY*, 44(10), 63-72.

Wassel, M. O., Amin, D. H., & Badran, A. S. (2017). Clinical, Radiographic, and histological evaluation of TheraCal pulpotomy in human primary teeth. *Egyptian Dental Journal*, 63(3-July (Orthodontics, Pediatric & Preventive Dentistry)), 2175-2185.

Zander, H., & Glass, R. (1949). The healing of phenolized pulp exposures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 2(6), 803-810.

Zarrabi, M. H., Javidi, M., Jafarian, A. H., & Joushan, B. (2010). Histologic assessment of human pulp response to capping with mineral trioxide aggregate and a novel endodontic cement. *Journal of Endodontics*, 36(11), 1778-1781.

Zhang, W., & Yelick, P. C. (2010). Vital pulp therapy—current progress of dental pulp regeneration and revascularization. *International journal of dentistry*, 2010(1), 856087.

GÜNCEL KOMPOZİT MATERYALLER

KÜBRA BAHAR¹
GÜLŞAH TONGA²

GİRİŞ

Restoratif materyaller, diş hekimliği alanındaki gelişim ve yeniliklere paralel olarak her geçen gün farklılaşmakta ve iyileşmektedir. Kompozit rezinler, uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmakta ve restoratif materyaller arasındaki önemli yerini korumaktadır. Güncel restorasyon tekniklerine uyum sağlaması ve yetersiz kalınan alanlarda yeni çözümler sunulması amacıyla kompozit rezinlerin kimyasal, mekanik ve fiziksel özelliklerini iyileştirme çalışmaları devam etmektedir.

Kompozit Rezinler

Kompozit Rezinlerin Yapısı

Çok sayıda düşük molekül ağırlıklı monomer bileşenlerinin; yüksek molekül ağırlıklı, uzun zincirli makromoleküllere dönüşüm reaksiyonuna polimerleşme denir. Rezinler, istenilen özelliklere

¹ Arş. Gör., Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi, Orcid: 0000-0002-2201-0416

² Dr. Öğr. Üyesi Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi, Orcid: 0000-0002-4680-6283

sahip bir materyal elde etmek için başka bileşiklerle karıştırılmış monomer veya makro molekül bileşenleridir (Anusavice et al., 2013). Kompozit rezinler ise; dişin mine ve dentin gibi sert dokularının restorasyonunda kullanılmak üzere doldurucularla güçlendirilmiş polimer sistemleridir (Craig et al., 2012).

Kompozit rezinlerin kimyasal yapısına baktığımızda üç kısımdan oluşmaktadır: Organik faz (rezin matris), inorganik faz (inorganik doldurucular) ve ara faz (silan) (Altun, 2005).

Organik Faz

Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktive olan bileşenidir. Polimerizasyon reaksiyonu ile birlikte serbest radikaller rijit bir polimere dönüşür. Plastik yapılı rezin matrisin katı sert bir forma dönüşmesi ile materyalin diş restorasyonlarında kullanılması mümkün hale gelir. Yapısında en yaygın kullanılan monomerler üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol-A glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tır. Yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle Bis-GMA ve üretan dimetakrilat (UDMA) monomerleri oldukça visközdür. Bu monomerlere az miktarda doldurucu ilavesi bile klinik kullanım imkanını zorlaştıran fazlasıyla sert bir kompozit rezin elde edilmesine neden olmaktadır. Bu durumun önüne geçebilmek için, viskozite kontrolünde etkisi ile bilinen metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) veya trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük vizkoziteli monomerler ilave edilmektedir (B. Dayangaç, 2011; Lynch, 2019; Mitchell, 2019; Summitt, 2001).

İnorganik Faz

Matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucuların bir araya gelmesiyle oluşur. Materyalin

fiziksel özelliklerinin şekillendiği kısımdır. Saf silika, kristalin (kristobolit, tridmit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) formlarda bulunur. Kristalin formları serttir, ancak kompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler, günümüzde silikanın non-kristalin formu (silikat cam) kullanılarak üretilmektedir (Albers, 2002; B. Dayangaç, 2011; Lynch, 2019; Wilson et al., 2001).

Silan

Kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklere sahip olabilmesi için inorganik elemanların ve rezin matrisin birbirine güçlü bir şekilde bağlanması oldukça önemlidir. Silanlar bu bağlantıyı sağlayan ajanlardır ve cam dolduruculu kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan ara bağlayıcı γ -metakriloksipropil trimetoksisilan (γ -MPS)'dir. Cam ve silan bağlanma ajanı arasındaki ara yüzeyde meydana gelen kondanzasyon reaksiyonu silanın kovalent bağla cam yüzeyine bağlanmasını sağlar. Silan bağlanma ajanlarının inorganik fazdaki silika partikülleri ile yüksek uyumu sonucu kompozit rezinlerin büyük bir kısmında silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (Albers, 2002; B. Dayangaç, 2011; Lynch, 2019; Mitchell, 2019; Summitt, 2001).

Kompozit Resinlerdeki Gelişmeler

Kompozit rezinler günümüzde popülerliğini sürdürmesine rağmen, sıvı absorpsiyonuna bağlı renklenmeler ve sekonder çürük gelişimi, polimerizasyon büzülmesine uğraması ve zamanla yüzey sertliğinde değişimlerin olması gibi çeşitli olumsuz yönleri bulunmaktadır. Bu dezavantajlara karşı kompozit rezinlerin klinik performansını arttırmak için son dönemlerde rezin içeriğinde çeşitli değişiklikler yapılarak materyallerin klinik ömrünü uzatmak ve daha güçlü mekanik özellikler kazandırmak amacıyla çalışmalar yapılmaktadır. Özellikle aşınma karşısında direncin artırılması, biyouyumluluk yönünün geliştirilmesi ve polimerizasyon

büzülmesinin azaltılması amacıyla yeni teknikler ve materyaller geliştirilmiştir (Kiliç, 2020).

Kompozit rezinlerin organik matriksinde ve inorganik doldurucularındaki gelişmeler ile yeni kompozit türleri ortaya çıkmıştır (Kiliç, 2020; LI). Bunlar;

- Ormoserler
- Siloranlar
- İyon salabilen kompozitler
- Bulk-fill kompozitler
- Self adeziv kompozitler
- Fiberle güçlendirilmiş kompozitler

Dental kompozitler uygulama açısından temel olarak tepilebilir ve akışkan olmak üzere iki grupta incelenirler. Geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak, stres kırıcı bir bariyer oluşturmak ve kavite yüzeyine adaptasyonu arttırmak amacıyla tepilebilir kompozitlerin doldurucu miktarı %20-25 oranında azaltılarak akışkan kompozitler geliştirilmiştir(Bayne et al., 1998; Mirică et al., 2020).

Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozit rezinler ilk defa 1996'da piyasaya sunulmuş ve düşük viskoziteli kompozit rezinler olarak tanımlanmıştır(Bayne, 2013). Şırınga yardımı ile ulaşılması zor alanlarda kullanılabilmeleri, akışkan kompozitleri klinik kullanım için pratik bir materyal haline getirmiştir(Bayne et al., 1998). Akışkan kompozitlerin doldurucu partikül miktarı hacimce %37-53 oranındadır. Bileşimindeki yüksek organik matriks oranı nedeniyle viskoziteleri düşüktür ve kavite duvarlarına iyi uyum sağlarlar. Bu durum, materyalin akışkanlığını artırırken elastisite modülünü

azaltılmaktadır(Zhou et al., 2019). İlerleyen süreçlerde, akışkan kompozit rezinlerin yüksek stres taşıyan alanlarda, oklüzal ile sınırlı veya büyük kavitelerde kullanımı önerilmezken son zamanlarda ağırlıkça %82'ye kadar varan yüksek doldurucu içeriğine sahip, nanohibrit, enjekte edilebilen üniversal kompozit rezinler geliştirilmiştir (Checchi et al., 2024; Geštakovski, 2019; Tsujimoto et al., 2017; Ypei Gia et al., 2021). Bu materyaller daha gelişmiş mekanik özelliklere, düşük elastikiyet modülüne ve arttırılmış aşınma direncine sahiptir. Böylece posterior dişlerin restorasyonları dahil olmak üzere daha geniş bir uygulama yelpazesine olanak tanır (Kitasako et al., 2016). Yakın zamanda tanıtılan yüksek oranda doldurucu içeren akışkan kompozit rezinler, yaygın olarak kullanılan geleneksel nanohibrit rezin kompozitlere kıyasla daha iyi aşınma özellikleri gösterirler. Böylece çatlak veya kırıkların ilerlemesinde direnç gösteren bir rol oynarlar (Imai et al., 2019). Bu tür yüksek oranda doldurucu içeren akışkan kompozit rezinler, 'enjekte edilebilir kompozit rezin' olarak da piyasaya sunulmuştur(Geštakovski, 2021; Imai et al., 2019). G-aenial Universal Injectable(GC Corporation, Japonya), Clearfil™ Majesty ES Flow (Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya), G-aenial Universal Flo(GC Corporation, Japonya), Omnicroma Flow(Tokuyama Tokyo, Japonya) bu materyale örnek olarak verilebilir (Çalışkan et al., 2024; Erdem & Karakaya, 2025).

Bulk-fill Kompozit Reziner

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin kısıtlı olması ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmak istenmesi amacıyla rezin materyallerin tabakalama tekniği ile kullanılmasını gerektirmektedir. Her ne kadar belirli kalınlıktaki kompozit rezinlerin her tabakadan sonra polimerize edilmesi yöntemi altın standart olarak kabul edilse de çeşitli dezavantajlara sahiptir. Tabakalar arasında boşluklar kalması, kontaminasyon oluşma riski ve zaman kaybı yaşanması gibi dezavantajları vardır (Flury et al.,

2012). Tabakalama tekniğine alternatif olarak kompozitlerin kaviteye daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıkta uygulanabilmesini sağlamak amacıyla “bulk-fill” kompozit rezin adını alan, arka grup dişlere kompozit dolgu materyalini tek tabaka halinde yerleştirilmesine olanak sağlayan kompozitler geliştirilmiştir (Donadio-Moura et al., 2005; Karaman et al., 2012; Leprince et al., 2014). Kompozit rezin materyallerdeki gelişmeler bulk-fill rezinlerin kullanımını minimal konservatif kavitelere kadar aşırı madde kayıplı dişlerin direkt restorasyonlarına kadar genişletmiştir (Al Sunbul et al., 2015).

Üreticiler bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliklerini artırmak için genellikle doldurucu içeriğini azaltma, doldurucu partiküllerinin boyutunu artırma ya da ilave fotobaşlatıcılar kullanma yollarına başvurmuşlardır. Bulk-fill kompozit rezinlerin en büyük avantajı 4-6 mm kalınlıkta, bulk (tek tabaka) halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde klinik çalışma süresini kısaltması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Yeni nesil bulk-fill kompozitler gelişmiş translusent yapılarından dolayı geleneksel kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir (Garcia et al., 2014). Diğer avantajları ise, hekime uygulama kolaylığı sağlaması, kompozit tabakasının adaptasyonunun daha iyi sağlanarak tabakalar arasında boşluk oluşmaması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması, yeterli radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmasıdır (Chesterman et al., 2017; El-Damanhoury & Platt, 2014). Piyasada yer alan SDR (3M ESPE, ABD), Beautifil Bulk (Shofu, Japonya), Omnicroma Flow Bulk (Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya), Venus Bulk Fill (Kulzer GmbH, Almanya) ve Charisma Bulk Flow One (Kulzer GmbH, Almanya) materyalleri bulk-fill kompozit rezinlere örnek verilebilir (Karadeniz et al.).

Fiber İçerikli Kompozit Rezinler

Posterior kompozit restorasyonlarda karşılaşılan iki temel başarısızlık vardır. Bunlar sekonder çürük ve diş-restorasyon kırıklarıdır. Restoratif materyal ve diş arasındaki bağlanma arayüzünde oldukça güçlü kuvvetler sonucunda oluşan ayrılma başlangıçları, restorasyonda ve diş dokusundaki kırılmalar ile sonuçlanır. Bu sebeple aşırı diş dokusu kaybı, bir veya birden fazla marjinal kenarın yokluğu, orta ve geniş büyüklükte kavite içeren sınıf II kompozit restorasyonların endikasyon ve uzun dönem prognozları tartışma konusudur (Fráter et al., 2014).

Adeziv restorasyonların gelişimi ile mine ve dentin yapısı taklit edilebilmektedir. Fakat bu iki doku arasında kalan dentin-mine (DM) birleşimdeki kollajen formasyonunun taklit edilmesi yönünde bir çalışma henüz bulunmamaktadır. DM birleşim alanı, dişe gelen stresi absorbe ederek çatlak ucu oluşumu karşısında kalkan görevini (shielding) üstlenmektedir. Bu yüzden mümkünse ortadan kaldırılmamalı ya da restoratif aşamalarda taklit edilmelidir. Yüksek çiğneme kuvveti ile karşı karşıya kalan bölgelerdeki kompozit rezin restorasyonların başarısını, materyallerin yetersiz özellikleri sınırlandırmaktadır. Bu yüzden dental materyalleri güçlendirmek amacıyla cam fiberlerin kullanılması alanında çalışmalar uzun süredir devam etmektedir (Garoushi et al., 2013).

Diş hekimliği klinik pratiğinde fiberler 40 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. İlk defa 1960'lı yıllarda akrilik rezinlerin (polimetil metakrilat) mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ve boyutsal stabiliteleri ile ilgili sorunların giderilmesi amacıyla kullanılmıştır (Candan & Eronat, 2008). 1980'lerde ortodontik aparey ve splint yapımında kullanılmaya başlanmıştır. 1990'larda sabit protezlerde kabul edilebilir marjinal uyum ve mekanik özelliklere sahip olması ile hem de estetik açıdan üstün özellikler

göstermesi sonucu kullanımları artmış ve günümüze önemli gelişmeler kat ederek gelmiştir (Karaalioğlu & Aladağ, 2009).

Fiberlerin eklendiği rezin materyal içerisindeki görevi, kırık stoperi işlevi görerek materyale mekanik ve fiziksel anlamda katkı sağlamaktır (Candan, 2007). Geleneksel kompozit rezinlere nazaran daha biyomimetik özellik sergileyen fiberle güçlendirilen rezin kompozitler direkt kompozit rezin restorasyon olarak konservatif diş hekimliğinde yerini almıştır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitin alt yapısı çatlak önleyici tabaka olarak kompozit restorasyonu desteklemelidir (Scribante et al., 2018).

Materyalin mekanik özelliklerini güçlendiren fiberlerin dental rezinlere ilave edilmesinin zor olması, açıkta kalan liflerin çevre dokulara zarar verebilmesi ve temizlenmelerinin güçlüğü sebebiyle diş hekimliği pratiğinde uygulanma zorluğuna neden olmuştur. Kullanımları sonrası başarısızlıkların yaşanmasında başlıca iki sebep vardır: İlk dental rezinlerde bulunan fiber miktarının hacimce %15'den daha düşük olması, ikincisi ise fiberle güçlendirmenin teorikteki kadar etkin olmayıp fiberin yeterli doyurulmaması ve fiber demetleri ile rezin arasında boşlukların varlığı olarak bildirilmiştir (Candan, 2007; Nalbantoğlu, 2010).

Fiber, uzatılmış tek biçimli bir materyal olarak tanımlanabilir. Az ya da çok eş eksenli ve düzgün enine kesite sahiptirler. Çapları genelde 250 µm'den küçük, uzunlukları da kendi çaplarına oranla 100 kat daha fazladır. Şekli ise silindirik, ince ve esnek yapıdadır (Candan & Eronat, 2008; Zhang & Matinlinna, 2012).

Fiberler ve polimer matriksin birleşimi ile fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali oluşur. Uygulanan yük fibere aktarılır ve materyal fiber yapı sayesinde güçlü ve sert bir hale gelir. Fiberler sürekli tek yönlü , sürekli çift yönlü, sürekli ve süreksiz rastgele odaklı olabilirler (Vallittu, 2018).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler geleneksel materyallere nazaran çok karmaşık mekanik özelliklere sahiptir. Dental alaşımlar; uniform, isotropik ve homojen yapıya sahipken, fiberle güçlendirilmiş kompozitler daha heterojen ve anisotropiktir. Düzensiz dağılımlı fiber yapılarda, kuvvet fiberlere paralel geldiği zaman daha yüksek dayanım görülürken, fiber akslarına dik geldiği zaman daha zayıf dayanma kuvvetleri izlenir (Nalbantoğlu, 2010).

Piyasadaki fiber destekli kompozit rezinlere EverX Posterior (GC,Tokyo,Japonya), EverX Flow (GC,Tokyo,Japonya), Alert (Pentron, Wallingford, CT, ABD), Build-It FR (Pentron, Wallingford, CT, ABD) ve Nulite F (BTD, Avustralya) materyalleri örnek verilebilir.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri

Vallittu ve ark yaptıkları çalışmalarında cam, karbon ve aramid fiberle güçlendirilmiş, ısıyla sertleşen akrilik rezinin kırılmaya karşı direncinde fiber konsantrasyonunun etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin en fazla karbon ve aramid fiberlerde meydana geldiği ve cam fiberle güçlendirmenin daha başarılı olduğu bildirilmiştir(Vallittu, 1996).

Karbon Fiber

19. yüzyılın sonlarında pamuk liflerinin ve ince bambu filizlerinin karbonize edilmesiyle ilk kez karbon fiber terimi ortaya çıkmıştır (Garlapati et al., 2017). Diş hekimliğinde kullanımları ise 1970'li yıllarda akrilik rezinlerin içerisine ilave edilip mekanik kuvvetlere karşı direnci arttırılmaya çalışılarak başlamıştır (Butterworth et al., 2003). O dönemde yaygın olarak kullanılan karbon fiberler poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile elde edilmiştir (Candan, 2007).

Karbon fiberin (Şekil 2.1) siyah renkli olması estetik açısından pek tatmin edici değildir. Bu dezavantajının yanında fiziksel ve kimyasal özelliklerinin kabul edilebilir seviyede iyi olması, diş hekimliğinde uzun yıllar boyunca kullanılmasına izin vermiştir. Bu fiber türü, uygulanan kuvvete dik olarak yerleştirildiğinde iyi bükülme ve eğilme dayanımı göstermesi sebebiyle piyasadaki fiberlerin üretimi esnasında lifler birbirine çapraz ve dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Tek yönlü ve örgü yapısında olanlar implant destekli protezlerde çok sık kullanılmaktadır (Kurt et al., 2006).

Karbon fiberlerin estetik özelliklerinin kötü olması, karbonun potansiyel toksisitesi, fiberlerin işlenmesinin zor olması ve rezin içerisine tam olarak yerleştirilememesi gibi faktörler ve diğer fiber türlerinin daha başarılı olduğu çalışmalar ile gösterilince karbon fiberler yerini diğer fiber sistemlere bırakmıştır (Vallittu, 1996).

Karbon Fiber



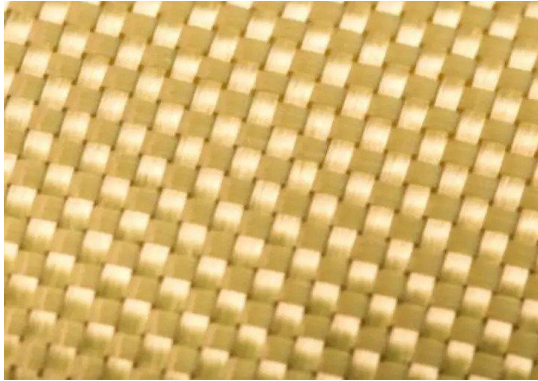
Aramid Fiber

Aramid fiber, fenilene tepftalamik sentetik aramik polimer fiber olarak bilinmektedir (Kurt et al., 2006). Piyasa ismi kevlar olarak bilinen aramid fiber, organik bir bileşiktir ve düşük yoğunluğa sahiptir. Mikrofibril yapısıyla gerilmeye karşı yüksek dayanım

gösterebilirken basınç ve bükme kuvvetlerine karşı diğer fiberlere nazaran daha dayanıksızdır (Karaalioğlu & Duymuş, 2008). Aramid fiberler karbon fiberlere göre daha estetik olmasına karşın sahip olduğu sarı renk sebebiyle (Şekil 2.2) estetiğin önem arz ettiği alanlarda tercih edilmezler (Candan, 2007).

Diş hekimliğinde kullanım alanları ise geçici restorasyonların güçlendirilmesi ve ortodontik apareylerin yapımıdır. Diş hekimliği dışında tank, madenci giysisi ve pilot üniformalarında, uçak kanatlarında, füze kılıfında ve gemi halatı gibi hafiflik ve güvenilirliğin ön planda olduğu alanlarda tercih edilir (Candan, 2007).

Aramid Fiber



Polietilen Fiber

Karbon-karbon çift bağı içeren bir hidrokarbon olan etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile polietilen oluşmaktadır. Organik polimer yapısıyla ultra yüksek dayanım gücü olan örgü şeklindeki polietilen fiberler 1992 yılında Ribbond adı altında piyasaya sürülmüştür (Karaalioğlu & Duymuş, 2008). Bu fiberler farklı tiplerde kullanıma sunulmuştur. Ön doyurulması yapılmış veya doyurulma gerektiren ve yapı olarak dokuma, leno dokuma, saç örgüsü veya tek yönlü şeklinde türleri vardır (Kurt et al., 2006).

Polietilen fiberler, sert yapısı sebebiyle kesilmesi için özel makasa ihtiyaç duyarlar ve uygulanmaları zahmetlidir. Ribbond'un Kevlar'dan (aramid fiber) farkı; fiber liflerinin rezin içerisinde daha az nemi absorbe etmesidir (Karaalioğlu & Duymuş, 2008; Maden & Altun, 2012).

Ribbond'un şekil alması oldukça kolaydır, kavite duvarlarına ve alveol kretin aksına göre yerleştirilebilir. Kilit dikiş özelliği ile gelen kuvvetleri, örgü yapısı boyunca rezine aktarır. Ribbond'u diğer fiberlerden ayıran bu patentli örgü yapısı 'leno' olarak bilinmektedir. Polietilen fiber lifleri suyu kolayca emer, "gaz-plazma" işlemi ile fiberin yüzey gerilimi azalır ve kompozit materyal ile kimyasal bağ artar (Ganesh & Tandon, 2006; Maden & Altun, 2012; Tuloglu et al., 2009).

Doğal görüntülü renksiz yapısı, yarı saydam özelliği ve yüksek biyouyumluluğu ile polietilen fiberler (Şekil2.3) dış hekimliğinde kompozit rezin veya akrilik içerisinde fark edilmeden kullanılabilir. Demirden 5 kat daha yüksek dayanıklılığı sahip olmasıyla baskılar karşısında oldukça sağlamdır (Tuloglu et al., 2009). 140°C üstündeki sıcaklıklarda yapısal olarak bozulmaları sebebiyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlere ilave edilemezler (Karaalioğlu & Duymuş, 2008).

Polietilen Fiber



Cam Fiber

Cam Fiberler 1930'lu yıllarda ticari anlamda üretimi başlanmış, 1950'li yıllarda ise plastik malzemelerin güçlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır. Farklı türlere sahip olan cam fiberler diş hekimliğinde 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Cam fiber (Şekil 2.4) translüsens yapıları ile iyi estetik özelliklere, artmış eğilme dayanımı sayesinde de iyi mekanik özellikleri sahiptir. Ön doyurulması yapılmış ve elde doyurulma gerektiren olmak üzere 2 çeşidi mevcuttur (Kurt et al., 2006).

Cam Fiber



Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitin Kullanım Alanları

Bu kompozitlerin kullanıldıkları alanlar şöyle sıralanabilir (Lassila et al., 2018):

- İndirekt adeziv restorasyonlar
- Sabit köprü
- Anterior ve posterior tek tam kuronlar
- Lamina kuronlar
- Parsiyel kuronlar

- Teleskopik kuronlar
- Anterior ve posterior ekstrakoronal-interkoronal köprüler
- İmplant destekli sabit ve hareketli köprüler
- Periodontal splint
- İmplant üstü protez
- Endodontik post kor yapımı
- Pedodontide sabit yer tutucu
- Hareketli protezlerin güçlendirilmesi veya onarılması (Sucu & Köroğlu, 2021)
- Sabit bölümlü protez uygulamaları
- İmmediate geçici ve uzun vadeli geçici köprü

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Posterior Restorasyon Endikasyonları

- İyi oral hijyen sağlanabiliyorsa,
- Düşük çürük insidansı varlığında (Kurt et al., 2006)
- Post ve core yapımında,
- Kırık dişlerin tedavisinde,
- Kanal tedavisi yapılmış kyonu çok harabiyetli posterior dişlerde
- Metale karşı alerjisi olan hastalarda (Sucu & Köroğlu, 2021)

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Avantajları

- Ağızın her bölgesinde kullanıma olanak tanıyan iyi mekanik özelliklere sahiptir.
- Karşıt dişte aşınmaya sebep olmaz
- Estetik özellikleri iyidir
- Diş gelişimi devam eden genç hastalar ve yaşlılar için kullanımı uygundur
- Dayanıklılığı iyidir
- Polimerizasyon sırasında büzülme oranı düşüktür
- Restorasyonun renk stabilitesi vardır
- Hasta başında yapılan FGK restorasyonlar daha kolayca ve tek seansta tamamlanabilir
- Maliyetleri daha düşüktür (Kurt et al., 2006; Sucu & Köroğlu, 2021)

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Dezavantajları

- Ağız içinde açıkta kalan fiberler lokal doku reaksiyonuna neden olabilir
- Adeziv teknik için mükemmel nem kontrolü gerektirir
- Restorasyonun ağızda kalma süresi hakkında kesin bir bilgi yoktur (Kurt et al., 2006; LI; Sucu & Köroğlu, 2021)

Materyallerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyaller oldukça geniş yelpazede yer alır ve klinik ortamda karşılaşmaları beklenen zorluklar nedeniyle biyomateryallerin geliştirilmesi alanında önemli bir yere sahiptir. Bu materyaller ağız ortamında nem, ısı, sindirim enzimleri ve asidik bileşenler gibi birçok farklı etkene maruz kalırlar. Bu etkenlere karşı dayanıklı olma, boyayıcı ajanlar karşısında geçirgen özellik göstermeme, toksik yapıda olmama, uygun fiyatlı olma, klinisyene kolay manipülasyon imkanı tanıma, uygun termal genleşme katsayısına ve termal iletkenliğe sahip olma ve aynı zamanda estetik beklentileri karşılama restoratif biyomateryallerin aranılan özellikleridir. Ayrıca mekanik kuvvetlere maruz kalan materyallerin mevcut mekanik özelliklerini koruması da aranılan özellikler arasındadır (Vitalarui et al., 2015).

Marjinal Uyum Değerlendirme Yöntemleri

Marjinal uyum, diş-restorasyon birleşim sınırındaki bütünlüğün tam olarak sağlanmasıyla elde edilir ve restorasyonun klinik ömrünü etkileyen önemli bir faktördür (Mayoral et al., 2011). Rezin esaslı restoratif materyallerde polimerizasyon esnasında meydana gelen büzülmeyle birlikte restorasyon ve diş ara yüzünde oluşan stresler kenarlarda aralanmaya sebep olmaktadır (Karaarslan et al., 2012). Restorasyon ile diş ara yüzünde meydana gelen bu mikro aralıktan bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyonların klinik olarak algılanamayan geçişi mikrosızıntı olarak adlandırılmaktadır (Altun, 2004; Owens & Johnson, 2006; Roberson et al., 2006). Bu durum kenarlarda renklenme, sekonder çürükler, postoperatif hassasiyet ve sonuçta pulpa yıkımlarına neden olabilmektedir. Sızıntının engellenmesi restorasyonların uzun ömürlü olması için oldukça önemlidir (B Dayangaç, 2011; Gjorgievska et al., 2008; Owens & Johnson, 2006). Restoratif materyallerin dental dokulara

zayıf bağlantısı, diş ile arasındaki termal genleşme katsayısının farklılığı, bitirme ve polisaj işlemleri sonrası oluşan mikro çatlaklar ve kırıklar, zaman içerisinde restorasyon yüzeyinin aşınması, restorasyonun oklüzal kuvvetlerle elastik deformasyona uğraması mikrosızıntının oluşumunda etkili diğer faktörlerdir (Altun, 2004; Hubbezoğlu et al., 2006; Roberson et al., 2006).

Marjinal uyumun incelenmesinde şu yöntemler kullanılmaktadır:

- boya penetrasyon testleri,
- radyoaktif izotop yöntemi,
- kimyasal ajanların kullanılması,
- elektrokimyasal yöntem,
- taramalı elektron mikroskop analizi yöntemi ve
- nötron aktivasyon analizi gibi birçok yöntem

kullanılabilmektedir. Fakat boya penetrasyon testleri basit, kolay uygulanabilir, ucuz ve karşılaştırılabilir bir yöntem olmasından dolayı sıklıkla tercih edilmektedir (Hui et al., 2019; Taylor & Lynch, 1992).

Taramalı Elektron Mikroskobu İle Analiz Yöntemi (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), bir numuneyi odaklanmış bir elektron demetiyle tarayarak görüntüler üreten cihaz olarak tanımlanabilir. Elektronlar numunedeki atomlarla etkileşime girerek tespit edilebilen ve numunenin yüzey topografisi ve bileşimi hakkında bilgi içeren çeşitli sinyaller reter. SEM, 1 nanometreden daha yüksek bir çözünürlüğe ulaşabilir. Numuneler yüksek vakumda, düşük vakumda, kuru koşullarda ve çok çeşitli kriyojenik veya yüksek sıcaklıklarda gözlemlenebilir. SEM analizi hem bir malzemenin yapısını ve bileşimini incelemek hem de iki farklı

malzeme arasındaki yüzey veya arayüzün kalitesini değerlendirmek için kullanılabilir (Hui et al., 2019).

Kırılma Dayanım Testi Yöntemleri

Ağız ortamı ile temasta olacak materyalin yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olması istenir. Dental materyaller çiğneme kuvvetleri sonucu sıkışma, gerilim, makaslama ve eğilme kuvvetlerine ek olarak yiyeceklerin ve mikroorganizmaların etkisine de maruz kalmaktadır. Dental materyallerin karşı karşıya kalacağı kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının tespiti çubuk, disk ya da benzeri örneklerin veya ağız içinde kullanılacakları gerçek formda hazırlanmış örneklerin test edilmesi ile belirlenir (Anusavice, 1996; Craig, 1997).

Bir materyale belirli bir kuvvet veya yük uygulandığında, aynı yoğunlukta ve zıt yönde karşı bir kuvvet (tepki) meydana gelir. Bu durum da internal streslerin oluşmasına neden olur. Uygulanan bu kuvvetin oluşturduğu cevabın ölçülmesi mümkündür. Uygulanan yükün tipine göre test edilen materyalin cevabı farklılık gösterirken bazen bu durum materyalin deformasyonu ile sonuçlanabilir (Wang et al., 2003).

Birbirinden farklı her bir durum için restorasyonlar farklı özellikler gösterebilirler. Bu sebeple farklı özellikleri değerlendirmek amacıyla literatürde farklı in vitro testler yer almaktadır. Her testin kendine has bir tasarımı vardır ve belirli özellikleri değerlendirilir. Çiğneme kuvvetlerinin sıkıştırmaya yönelik davranışta bulunması sebebiyle restoratif materyallerin sıkıştırma tipi kuvvetlerle test edilmesi önemlidir (Wang et al., 2003).

Materyallerin testinde kullanılan başlıca cihaz ‘universal test cihazı’dır. Bu cihazla bükülme, sıkıştırma, kesme ve çekme dayanımı ölçülebilir. Sıkıştırma dayanımı ölçülürken, örneğe

yüklenen aksiyal yük materyalin sıkıştırma dayanımını ve elastik modülünü ortaya çıkartır. Testin materyale uygulanması sırasında önemli olan, uygulanan kuvvetle beraber örneğin içerisindeki gerininin uniform olmasıdır. Uygulanan yükün örneğin eksenine paralel olmaması durumunda materyalin içerisinde bükülme tipi stresler de oluşabilir (Vitalarui et al., 2015).

Yorgunluk ve Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Fonksiyonlar esnasında tekrarlayan kuvvetlere maruz kalan dental materyaller için yorgunluk özelliklerinin belirlenmesi oldukça önem arz etmektedir. Artan sıcaklık, değişen pH değerleri, ortamın nem derecesi ve sulu olup olmaması yorgunluk direncini etkilemektedir. Bu sebeple yorgunluk parametresi restoratif materyallerin klinik performansları ile önemli ölçüde ilişki içerisinde (Ferracane, 2013).

Restoratif materyallerin idamesini, başarısını, fiziksel özelliklerini laboratuvar ortamında değerlendirmek ve klinik kullanımlarını öngörebilmek amacıyla aşağıdaki yaşlandırma prosedürleri sıklıkla kullanılmaktadır (Attia & Kern, 2004).

- Termal yaşlandırma
- Su ve çeşitli solüsyonlarda bekletme ile yaşlandırma
- UV ışık ile yaşlandırma
- Mekanik yaşlandırma (çiğneme siklusu) ve
- Döngüsel termomekanik yaşlandırma testleridir.

Termal Siklus ile Yaşlandırma

Ağız ortamında oluşan farklı sıcaklıkları farklı döngüsel zamanlarla uygulama esasına dayanan termal yaşlandırma, in vitro çalışmalarda en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir. Termal döngüye maruz bırakılan dişle restoratif materyal arasında sıvıların

bağlantı noktalarına sızması ve termal genişlemeyle meydana gelen stresler sonucunda başarısızlıklar değerlendirilmektedir (Krejci et al., 1994).

Termal yaşlandırmada hem suda bekletmenin hem de sıcaklığın etkileri aynı zaman diliminde etki etmektedir. Yüksek termal genişleme katsayısına sahip restoratif materyallerin tekrarlayan genişleme ve büzülmeleri materyal-diş arayüzeyinde stres oluşmasına neden olur. Ortaya çıkan bu stresler bağlanma arayüzeyinde çatlak ve boşlukların ortaya çıkmasına sebep olur ve ağız sıvıları ya da patojenlerin sızıntısına ortam hazırlar (Morresi et al., 2014).

Termal siklus kullanımına yönelik ISO (International Standards Organization)'nun 11405 kodlu tavsiyesi 5-55°C'lik sıcaklık aralığıdır. Yine de 15-35°C sıcaklık ve 2-28 sn bekletme sürelerini öneren araştırmacılar olmuştur. Bekletme sürelerinin kısa tutulmasındaki amaç; ağız ortamında bulunan tamponlama mekanizmaları aracılığıyla dişlerin aşırı soğuk ve sıcak uyarılara maruz kalma süresinin 2-5 sn olduğunun varsayılmasıdır (Schmid-Schwap et al., 2011). Siklus sayısı konusunda farklı görüşler bulunmakla beraber birçok araştırmacı günde 20 ile 50 arasında döngünün gerçekleştiğini varsayarak; 10.000 tekrarın materyalde ortalama 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiğini tahmin etmektedir (Gale & Darvell, 1999).

Çiğneme Simülatörü İle Yaşlandırma

Ağız ortamı, materyallerin yorulmaya bağlı başarısızlığa uğrayacakları gerekli tüm faktörleri içermektedir. Dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verilerini elde etmek için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu durumda parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkmakta ve maliyetler oldukça artmaktadır (Beuer et al., 2012). Bu dezavantajlardan yola çıkarak

yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklerle özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir. Laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır (Kern et al., 1993).

Bir takım etik sorunlar, maliyet ve uzun zaman alışı nedeni ile klinik testlerin yapımı zor olmaktadır. Restoratif materyallerin klinik kullanım öncesi çiğneme kuvvetlerine karşı kırılma ve aşınma değerlerinin test edilmesinde yarar vardır. İn vitro testler uygulanırken en doğru sonucu alabilmek için çiğneme sisteminin mümkün olduğunca yansıtılması gerekir (Bulut & Atsü, 2016). Bireylerde ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir. Çiğneme ya da yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir. Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken arka bölgede 200N'dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir (Fontijn-Tekamp et al., 2000; Morneburg & Pröschel, 2002).

Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir (Fontijn-Tekamp et al., 2000; Kohyama et al., 2004). Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklerle yüklemeler yapılabilmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk bir kuvvet uygulanır (Fontijn-Tekamp et al., 2000).

Kaynakça

Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D. C. (2015). Resin-based composites show similar kinetic profiles for dimensional change and recovery with solvent storage. *Dental materials*, 31(10), e201-e217.

Albers, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. PMPH-USA.

Altun, C. (2004). Restoratif diş hekimliğinde mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Derg*, 46, 264-269.

Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane tıp dergisi*, 47(1), 77-82.

Anusavice, K. (1996). Phillips' Science of Dental Materials. In: WB Saunders Co.

Anusavice, K., Phillips, R., Shen, C., & Rawls, H. (2013). Physical and chemical properties of solids. *Phillips' science of dental materials*. 12th edn. St. Louis, Mo: Elsevier/Saunders, 30.

Attia, A., & Kern, M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 551-556.

Bayne, S. C. (2013). Beginnings of the dental composite revolution. *The Journal of the American Dental Association*, 144(8), 880-884.

Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift Jr, E. J., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-577.

Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*, 28(4), 449-456.

Bulut, A. C., & Atsü, S. S. (2016). Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1).

Butterworth, C., Ellakwa, A. E., & Shortall, A. (2003). Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental update*, 30(6), 300-306.

Candan, Ü. (2007). Pediatrik dişhekimliğinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin aşırı kron harabiyeti gösteren dişlerdeki başarısının incelenmesi. *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*.

Candan, Ü., & Eronat, N. (2008). Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler.

Cecchi, V., Generali, L., Corciolani, L., Breschi, L., Mazzitelli, C., & Maravic, T. (2024). Wear and roughness analysis of two highly filled flowable composites. *Odontology*, 1-10.

Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*, 222(5), 337-344.

Craig, R. (1997). *Dental Restorative Materials*; Mosby-Year Book. Inc.: St. Louis, MO.

Craig, R., Powers, J., & Sakaguchi, R. (2012). Materials for adhesion and luting. *Craig's restorative dental materials. 13a ed. Philadelphia: Elsevier*, 327-347.

Çalışkan, M. A., Değirmenci, A., Boyacıoğlu, H., & Turkun, S. (2024). Yüksek Dolduruculu Akışkan Kompozit Rezinlerin Çarklı

Cila Sistemleri ile Parlatıldıktan Sonraki Yüzey Özellikleri ve Renk Değişimleri. *Selcuk Dental Journal*, 11(2), 162-168.

Dayangaç, B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence yayıncılık.

Dayangaç, B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*: Quintessence Yayıncılık.

Donadio-Moura, J., Gouw-Soares, S., de Freitas, P. M., Navarro, R. S., Powell, L. G., & Eduardo, C. d. P. (2005). Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER: YAG-laser-treated dentin. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 36(5), 351-355.

El-Damanhoury, H., & Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*, 39(4), 374-382.

Erdem, R. Z., & Karakaya, K. (2025). Yüksek Doldurucu Oranına Sahip Akışkan Kompozitlerin, Kondanse Edilebilir Kompozit ve Geleneksel Akışkan Kompozit Rezinlere Göre Mikro Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetinin Karşılaştırılması: Bir in vitro Çalışma. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 31(1), 129-138.

Ferracane, J. L. (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental materials*, 29(1), 51-58.

Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., & Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials*, 28(5), 521-528.

Fontijn-Tekamp, F., Slagter, A., Van Der Bilt, A., Van'T Hof, M., Witter, D., Kalk, W., & Jansen, J. (2000). Biting and chewing in

overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1519-1524.

Fráter, M., Forster, A., Keresztúri, M., Braunitzer, G., & Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of dentistry*, 42(9), 1143-1150.

Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.

Ganesh, M., & Tandon, S. (2006). Versatility of ribbon in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1), 53-58.

Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*, 39(4), 441-448.

Garlapati, T. G., Krithikadatta, J., & Natanasabapathy, V. (2017). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material—An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 61(4), 464-470.

Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental materials*, 29(8), 835-841.

Geštakovski, D. (2019). The injectable composite resin technique: minimally invasive reconstruction of esthetics and function. *Quintessence Int*, 50(9), 712-720.

Geštakovski, D. (2021). The injectable composite resin technique: biocopy of a natural tooth—advantages of digital planning. *Int J Esthet Dent*, 16(3), 280-299.

Gjorgievska, E., Nicholson, J. W., Iljovska, S., & Slipper, I. J. (2008). Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *Journal of Applied Oral Science*, 16, 1-6.

Hubbezoğlu, F., Self-Etching, B. G. Y. N., & Mikrosızıntılarının, A. S. R.-D. A. (2006). Karşılaştırılması. *Cumhuriyet Ü Diş Hek Fak Derg*, 19, 26-31.

Hui, L. E., THOMAS, M. S., JaTHanna, V., LEWIS, A. J., & Srikant, N. (2019). Effect of Caries Detecting Dye on Microleakage of Composite Resin Restorations Bonded with Total-etch and Self-etch Adhesive Systems. *Journal of Clinical & Diagnostic Research*, 13(5).

Imai, A., Takamizawa, T., Sugimura, R., Tsujimoto, A., Ishii, R., Kawazu, M., Saito, T., & Miyazaki, M. (2019). Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 89, 72-80.

Karaalioğlu, A. G. D. O., & Duymuş, Z. Y. (2008). FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ YAPIMINDA KULLANIMLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(2), 70-77.

Karaalioğlu, A. g. d. o. F., & Aladağ, P. d. l. İ. (2009). Cam Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Köprü Restorasyonu-Vaka Raporu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(2), 111-114.

Karaarslan, E. S., Usumez, A., Ozturk, B., & Cebe, M. A. (2012). Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European journal of dentistry*, 6(01), 087-094.

Karadeniz, B. K. K., Özdemir, B., & Özdemir, S. B. Comparative Evaluation of Water Absorption, Solubility, Degree of Conversion, and Color Stability inOrmocer-Based and Flowable Bulk-Fill Composites. *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 3(3), 409-420.

Karaman, E., Yazici, A. R., Ozgunaltay, G., & Dayangac, B. (2012). Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5).

Kern, M., Douglas, W., Fechtig, T., Strub, J., & DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *Journal of dentistry*, 21(2), 117-121.

Kiliç, E. (2020). Farklı aşındırma sistemleri ve ortamların bulk-fill kompozitlerin yüzey özelliklerine etkisi.

Kitasako, Y., Sadr, A., Burrow, M., & Tagami, J. (2016). Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Australian dental journal*, 61(3), 366-373.

Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., & Karita, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10), 805-816.

Krejci, I., Mueller, E., & Lutz, F. (1994). Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1228-1232.

Kurt, D. E. Ç., Özdoğan, D. M. S., & Yılmaz, H. (2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(2), 52-60.

Lassila, L., Keulemans, F., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2018). Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental materials*, 34(4), 598-606.

Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(8), 993-1000.

LI, Y. FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ POSTERİOR KOMPOZİT RESTORASYONLAR.

Lynch, C. D. (2019). *Successful posterior composites* (Vol. 32). Quintessence Publishing Company Limited.

Maden, E. A., & Altun, C. (2012). Use of polyethylene fiber (Ribbond) in pediatric dentistry. *Arch Clin Exp Surg*, 1(2), 110-115.

Mayoral, J. R., Gregor, L., Campos, E. A., Roig, M., & Krejci, I. (2011). Marginal seal stability of one bottle adhesives in Class V vs. Class I cavities. *Clinical oral investigations*, 15, 257-264.

Mirică, I.-C., Furtos, G., Bâldea, B., Lucaciu, O., Ilea, A., Moldovan, M., & Câmpian, R.-S. (2020). Influence of filler loading on the mechanical properties of flowable resin composites. *Materials*, 13(6), 1477.

Mitchell, C. (2019). *Dental materials in operative dentistry* (Vol. 33). Quintessenz Verlag.

Morneburg, T. R., & Pröschel, P. A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1).

Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling

for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295-308.

Nalbantoğlu, A. M. (2010). Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sert ve yumuşak doku uyumularının araştırılması.

Owens, B. M., & Johnson, W. W. (2006). Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Operative dentistry*, 31(4), 481-488.

Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.

Schmid-Schwap, M., Graf, A., Preinerstorfer, A., Watts, D. C., Piehslinger, E., & Schedle, A. (2011). Microleakage after thermocycling of cemented crowns—a meta-analysis. *Dental materials*, 27(9), 855-869.

Scribante, A., Vallittu, P. K., Özcan, M., Lassila, L. V., Gandini, P., & Sfondrini, M. F. (2018). Travel beyond clinical uses of fiber reinforced composites (FRCs) in dentistry: a review of past employments, present applications, and future perspectives. *BioMed research international*, 2018(1), 1498901.

Sucu, Ö., & Köroğlu, A. (2021). Protetik Diş Hekimliğinde Fiberler. *Dental and Medical Journal-Review*, 3(2), 1-27.

Summitt, J. B. (2001). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. (*No Title*).

Taylor, M., & Lynch, E. (1992). Microleakage. *Journal of dentistry*, 20(1), 3-10.

Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2017). Depth of cure, flexural properties and

volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill giomers and resin composites. *Dental Materials Journal*, 36(2), 205-213.

Tuloglu, N., Bayrak, S., & Tunc, E. S. (2009). Different clinical applications of bondable reinforcement ribbon in pediatric dentistry. *European journal of dentistry*, 3(04), 329-334.

Vallittu, P. K. (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 5(4), 270-276.

Vallittu, P. K. (2018). An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*, 4(1), 44-55.

Vitalarui, A., TATARCIUC, M., COTAIE, G., & DIACONU, D. (2015). In Vitro testing—an essential method for evaluating the performance of dental materials and devices. *International Journal of Medical Dentistry*, 19(2).

Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.

Wilson, N. H., Roulet, J.-F., & Fuzzi, M. (2001). *Advances in operative dentistry. Vol. 2, Challenges of the future*. Quintessence Pub.

Ypei Gia, N. R., Sampaio, C. S., Higashi, C., Sakamoto Jr, A., & Hirata, R. (2021). The injectable resin composite restorative technique: A case report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(3), 404-414.

Zhang, M., & Matinlinna, J. P. (2012). E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon*, 4, 73-78.

Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as

dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180.

KOMPOZİT REZİNLERİN POLİSAJİ: TEORİK TEMELLER, YÖNTEMLER VE KLİNİK UYGULAMALAR

DORUKCAN YILDIRIM¹

Giriş

Kompozit rezinler; üstün estetik özellikleri, geliştirilmiş fiziksel ve mekanik dayanımları, etkin adeziv sistemlerle uyumlu olmaları ve amalgam restorasyonlara yönelik artan toplumsal endişeler nedeniyle, hem anterior hem de posterior dişlerin direkt restorasyonlarında sıklıkla olarak tercih edilmektedir (Lee et al., 2008; Senawongse & Pongprueksa, 2007). Kompozit rezin restorasyonlarının estetik görünümü, bitirme ve cilalama prosedürleriyle güçlendirilir. Bitirme, anatomik konturlar vermek ve arayüzdeki fazla materyali çıkarmak için restorasyonun şekillendirilmesiyle ilgilidir. Bitirmeden sonra, yüksek parlaklık ve mine benzeri dokuya sahip bir yüzey elde etmek için cilalama yapılır (Jefferies, 2007).

¹ Dr. Öğretim Üyesi, Yozgat Bozok Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0002-5223-2845

Bitirme ve cilalama işlemleri, materyal yüzeyinde kontrollü aşındırmaya dayanan prosedürler olup, amaçları ve uygulanan aşındırma dereceleri bakımından birbirinden farklılık göstermektedir (Nasoohi et al., 2017). Bu işlemler, her bir aşamada bir önceki işlemin bıraktığı derin çiziklerin elimine edilmesini hedefleyen ve yüzeyde giderek daha ince çizikler oluşturan ardışık ve sistematik bir yaklaşımla gerçekleştirilir (Gupta et al., 2021).

Polisajın Amacı ve Klinik Önemi

Kompozit restorasyonların yüzey pürüzsüzlüğü, yalnızca estetik görünümünü değil, aynı zamanda restoratif materyalin biyolojik ve mekanik performansını da etkilemektedir. Bu doğrultuda, yüzeydeki pürüzlülük; lekelenmeye, plak akümülyasyonuna, gingival irritasyona, sekonder çürük oluşumuna, artan aşınmaya, ve hastanın dokusal hassasiyetine olumsuz katkı sağlayabilmektedir (Lu et al., 2005).

Parlak ve camsı bir yüzey morfolojisi, plak ve boyayıcı maddelerin retansiyon olasılığını azaltarak oral hijyenin korunmasına katkı sağlar. Bu durum, restorasyonun klinik dayanıklılığını artırarak uzun süre fonksiyonunu sürdürebilen restorasyonların elde edilmesine olanak tanır (O'Brien, 2002; Rashid, 2012). İdeal biçimde bitirilmiş ve cilalanmış restorasyonlar, diş ve dişeti dokuları arasında daha iyi bir biyolojik uyum sağlayarak periodontal dokuların sağlığının korunmasına katkıda bulunur. Uygun şekillendirme, bitirme ve cilalama işlemleri, özellikle oklüzal streslere maruz kalan restorasyonlarda marjinal bütünlüğü artırarak restorasyonun başarısını desteklemektedir. İnterproksimal bölgeler, plak retansiyonuna en yatkın alanlar arasında yer aldığından, bu bölgelerde etkili bir polisaj uygulanması, periodontal sağlık ve sekonder çürük gelişiminin önlenmesi açısından büyük önem taşımaktadır (Madhyastha et al., 2017).

Yüzey pürüzlülüğü yüksek olan restorasyonlar, fonksiyon esnasında artan sürtünme katsayısı nedeniyle çiğneme hareketlerinde kısıtlamalara, restoratif materyalde hızla gelişen aşınmalara ve dolayısıyla fonksiyonel kayıplara yol açabilmektedir. Tüm bu olumsuzluklara ek olarak, estetik beklentilerin günümüzde önemli bir klinik öncelik hâline gelmesiyle birlikte, uygun bitirme ve cilalama işlemleri yalnızca restorasyonun biyomekanik başarısını değil, aynı zamanda hastaların konfor ve memnuniyet düzeylerini de olumlu yönde etkilemektedir (Ikeda et al., 2007). Optimum şekilde cilalanmış restorasyon yüzeyi, mineye benzer parlaklık düzeyi sayesinde üstün estetik sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bu durum, restoratif materyalin ışık yansıtma ve kırılma indeksindeki artışla doğrudan ilişkilidir (Madhyastha et al., 2017).

Restorasyon yüzeyinin pürüzlülük düzeyi arttıkça, sekonder çürük oluşumu riski, restorasyon sınırlarında bakteriyel adezyon ve yüzey renklenmesi olasılığı da belirgin şekilde artış göstermektedir (Fruits et al., 1996). Dental plak, yüzey pürüzlülüğü 0,7 µm ile 1,44 µm arasında olan restoratif materyaller üzerinde kolaylıkla birikebilmektedir (Kaplan et al., 1996). Bakteriyel adezyonun gerçekleşebilmesi için yüzey pürüzlülüğünün en az 0,20 µm olması gerektiği ileri sürülmektedir. Bu eşik değer in altındaki yüzeylerde ise, bakterilerin tutunmasının minimal düzeyde olacağı veya gerçekleşmeyeceği öngörülmektedir (Bollenl et al., 1997). Bu klinik bulguların yanı sıra, hastaların yüzey özelliklerine karşı oldukça hassas oldukları bilinmektedir; öyle ki, 0.30 µm düzeyindeki yüzey pürüzlülüklerini dilleriyle algılayabildikleri bildirilmektedir (Jones et al., 2004). Pürüzsüz, ve iyi cilalanmış restorasyonlar hastaların tedavi sonrasındaki memnuniyetini arttırmaktadır.

Kompozit rezinlerin, mylar şerit yüzeyine karşı polimerize edilmesi, en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip restoratif yüzeyin elde edilmesini sağlamaktadır (Barbosa et al., 2005). Ancak bu

yüzey, ağız içi koşullarda cilalanmış yüzeylere kıyasla, renk değişimine daha yatkın olan organik rezin matriks içeriği bakımından daha zengindir (Hachiya et al., 1984). Restorasyonun en dış tabakasında yer alan rezin matriksin uygun bitirme ve cilalama işlemleriyle uzaklaştırılması, hem aşınmaya karşı dirençli hem de estetik açıdan üstün bir yüzey elde edilmesine katkı sağlar (Hannah & Smith, 1973). Farklı kompozit rezin materyalleri üzerinde gerçekleştirilen çalışmada, mylar şeridine temas eden yüzeylerin, aynı materyalin cilalanmış yüzeylerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük mikrosertlik değerleri sergilediği bildirilmiştir (Korkmaz et al., 2008). Güncel rezin kompozitlerin dolgu partikülü boyutu, şekli, içeriği ve dağılımındaki farklılıklar, uygulanan bitirme yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinde değişkenliğe yol açmaktadır (Marghalani, 2010).

Kompozit Rezinlerin Yapısı ve Uygulama Yöntemleri

Kompozit rezin materyaller; tepilebilir (packable), akışkan (flowable) ve bulk-fill gibi farklı formlarda sunulmaktadır. Ancak klinik uygulamalarda, yüksek mekanik dayanım ve şekillendirme kolaylığı nedeniyle en sık tercih edilenler, tepilebilir kompozit rezinlerdir. Bu materyallerin yüksek doldurucu içeriği, posterior bölgelerde aşınma ve kırılmalara karşı direnç sağlarken; anterior bölgelerde farklı renk seçenekleriyle estetik ve doğal görünümlü restorasyonlar elde edilmesine olanak tanır.

Tepilebilir kompozitlerin ideal dönüşüm derecesine ulaşması ve polimerizasyon büzülmesine bağlı streslerin azaltılması amacıyla uygulamada sıklıkla tabakalama (incremental layering) tekniği kullanılmaktadır . Bu yöntem, materyalin kontrollü şekilde kaviteye yerleştirilmesini sağlayarak hem ışıkla polimerizasyonu artırmakta hem de marjinal uyumu iyileştirmektedir.

Kompozit materyalin kaviteye taşınması ve şekillendirilmesinde çeşitli el aletleri kullanılmaktadır. Uygulama sırasında gösterilen hassasiyet, bitim ve polisaj işlemlerinin süresini azaltmakta ve son restorasyonun yüzey kalitesini artırmaktadır. Özellikle tabakalama sırasında hava kabarcığı oluşmadan yerleştirilen kompozit, homojen ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesine katkı sağlar.

Kompozit uygulanmasında kullanılan el aletleri titanyum nitrür ile kaplanarak, kompozit rezinin aletlere yapışmasının önüne geçilmiştir. Ön bölge restorasyonlarında pürüzsüz bir yüzey elde etmek amacıyla fırçalar kullanılmakta; bu fırçaların rezine yapışmasını engellemek ve şekillendirme kolaylığı sağlamak için modelasyon sıvıları (modelling liquids) uygulanmaktadır. Ancak, bu sıvıların kompozit rezin materyalleri üzerindeki etkilerine dair literatürde fikir birliği bulunmamaktadır. Bazı çalışmalarda (Bilge et al., 2020) bu sıvıların renklenmeyi azalttığı gibi olumlu etkiler bildirilmişken; bazı çalışmalarda ise kompozitin mikrosertliğini düşürdüğü gibi olumsuz sonuçlara dikkat çekilmiştir (Bayraktar et al., 2021). Bayraktar ve arkadaşlarının çalışmasında, bu tür ürünlerin mümkün olduğunca sınırlı kullanılması gerektiği vurgulanmıştır (Bayraktar et al., 2021). Bununla birlikte, modelasyon sıvıları bitim işlemleri sırasında pürüzsüz bir yüzey elde etmeye yardımcı olmakta ve kompozit katmanlar arasındaki olası hava boşluklarını azaltarak uygulamayı kolaylaştırmaktadır (Barcellos et al., 2008; Muenchow et al., 2016). Bu nedenlerle klinisyenler tarafından hâlâ yaygın olarak kullanılmaktadır.

Şekil 1: a) GC, Modeling Liquid; b)Ultradent, Composite Wetting Resine; c) Bisco, Modeling Resine



Kaynak: a (GC Corporation, 2025), b (Ultradent Products Inc., 2025), c (Bisco, 2025)

Modelasyon likitleri, genellikle kompozit rezinlerle benzer kimyasal bileşime sahip, düşük viskoziteli, doldurucu içeren veya içermeyen materyallerdir. Uygulama sırasında el aletlerine veya fırçalara çok az miktarda damlatılarak kullanılmalı, fazlası dikkatle uzaklaştırılmalıdır. Aksi halde, bu ajanlar kompozit yüzeyinde viskoziteyi azaltarak materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerini olumsuz etkileyebilir.

Bu tür sıvılar arasında bazıları doldurucu içermeyen (örneğin Ultradent, Bisco) rezin yapısında sunulurken, bazıları düşük oranda mikro doldurucu içeren alternatif formülasyonlara sahiptir (Tuncer et al., 2013). Her ne kadar benzer baz yapıya sahip olsalar da içerdikleri doldurucu oranı, uygulama sonrası kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, sertliği ve renk stabilitesi üzerinde farklı etkilere neden olabilmektedir.

Polisaj Aşamaları ve Protokolleri

Kompozit restorasyonlarda, materyalin kaviteye yerleştirilmesini takiben bitirme aşamasına geçilmektedir. Lutz ve arkadaşları(Lutz et al., 1983), kompozit rezin restorasyonlarda

bitirme sürecini dört aşamada tanımlamışlardır: (1) Kaba bitirme, (2) Şekillendirme, (3) İnce bitirme ve (4) Parlatma

1) Kaba bitirmede, kavite dışında kalan fazla restoratif materyalin hızlı bir şekilde uzaklaştırılmasını amaçlamaktadır. Bu aşamada, 100 µm veya daha büyük grit aşındırıcıların kullanılması önerilmektedir (Gonzalez et al., 2010). Elmas frezler kaba bitirme sırasında tercih edilmekle birlikte, mine dokusu ve rezin-diş arayüzü ile doğrudan temastan kaçınılması gerektiği için dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (Dennison & Craig, 1972).

2) Şekillendirme aşamasında, restorasyona fonksiyonel ve estetik gereklilikler doğrultusunda son formu verilir. Bu işlemde kullanılan şekillendirme araçlarının, çevre diş dokularına zarar vermeden etkin kesme veya aşındırma yapabilme özelliğine sahip olması gerekmektedir (Setcos et al., 1999). İlk şekillendirme ve fazla materyalin uzaklaştırılması işlemi, 40 µm elmas partikül boyutuna sahip frezler ya da 40 µm alüminyum oksit disk şeklindeki aşındırıcılar ile yapılmaktadır (Lutz et al., 1983).

3) İnce bitirme aşaması, restorasyon sınırlarının hassas biçimde düzeltilmesini sağlayarak pürüzsüzlüğü artırmayı hedefler. Bu aşamada, önceki işlemlerde oluşan derin çiziklerin elimine edilmesi amaçlanır ve bu doğrultuda orta derecede aşındırıcı özelliğe sahip frezlerle restorasyon yüzeyi mümkün olan en pürüzsüz hâle getirilmelidir. Bu işlemde genellikle 25 µm veya daha küçük partikül boyutuna sahip aşındırıcılar tercih edilmektedir (Gonzalez et al., 2010).

4) Parlatma işlemi, restorasyon yüzeyinde pürüzsüz ve yüksek parlaklıkta bir son katman oluşturmayı amaçlamaktadır. Bu aşamada, minimal düzeyde aşındırma etkisi olan ve yalnızca çıplak gözle görülmeyen mikroskobik yüzey düzensizliklerini gideren son derece ince partiküllü aşındırıcılar kullanılmaktadır (Chandler et al.,

1971). Genellikle 8 µm ve daha küçük partikül boyutuna sahip aşındırıcı materyaller tercih edilmektedir (Gonzalez et al., 2010). Bazı sistemlerde ise son cilalama aşamasında özel olarak formüle edilmiş parlatma pastaları kullanılmaktadır.

Polisaj Sistemleri ve Kullanılan Materyaller

Frezler

Frezler, su soğutması altında, basınç uygulanmaksızın ve yüzey üzerinde sürekli silme hareketiyle kullanılmalıdır. Bu teknik, lokalize materyal kaybına ve oluk oluşumuna neden olabilecek sabit temas noktalarının oluşumunu önlemek amacıyla önerilmektedir (Gonzalez et al., 2010). Frezlerin optimal olarak 5.000–15.000 rpm aralığında çalıştıkları uzun süre kabul görmüştür. Ancak günümüzde, frezlerin daha yüksek devirlerde de kullanılabildiği bilinmektedir. Buna karşın, yapılan çalışmalar elmas frezlerin düşük devirlerde çalıştırıldığında, yüksek devirlere kıyasla restorasyon yüzeyinde daha az pürüzlülük oluşturduğunu ortaya koymuştur (Gonzalez et al., 2010). Bu durumun nedeni olarak, frezlerin yüksek devirlerde çalışırken oluşturduğu artan rotasyonel hareketin, yüzey üzerinde daha fazla düzensizlik ve pürüzlülüğe yol açtığı belirtilmiştir. (Pratten & Johnson, 1988).

Elmas frezler, alüminyum oksit kaplı polisaj sistemleri ve aşındırıcı partiküllerle emdirilmiş disk sistemleri ile karşılaştırıldığında, restorasyon yüzeyinde belirgin şekilde daha yüksek düzeyde pürüzlülük oluşturmaktadır (Hoelscher et al., 1998). Hoelscher ve arkadaşları, elmas frezlerin yalnızca restoratif materyallerin kaba bitim ve konturlanması aşamalarıyla sınırlandırılarak kullanılması gerektiğini önermiştir (Hoelscher et al., 1998). Birçok araştırmacı, klinik olarak daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilmesi amacıyla, frez kullanımını takiben mümkünse alüminyum oksit disklerin uygulanmasını önermektedir (St.

Germain & Meiers, 1996; Tate & Powers, 1996). Elmas frezler, yüzeylerindeki aşındırıcı partikül boyutuna göre sınıflandırılan ve genellikle renk kodlamasıyla ifade edilen bir sistemle tanımlanmaktadır.

Tablo1: Elmas frezlerin renk kodları ve partikül büyüklük sınıflaması

Renk Kodu	Partikül Boyutu (μm)	Aşındırıcılık Derecesi	Klinik Kullanım
Siyah	$\approx 180 \mu\text{m}$	Çok yüksek	Yoğun materyal kaldırma – kaba şekillendirme
Yeşil	$\approx 151 \mu\text{m}$	Yüksek	Kontur verme – ara düzeltme
Mavi	$\approx 107 \mu\text{m}$	Orta	Genel şekillendirme – ara bitirme
Kırmızı	$\approx 46 \mu\text{m}$	Düşük	İnce bitirme – yüzey düzeltme
Sarı	$\approx 25 \mu\text{m}$	Çok düşük	Cilalama öncesi yüzey hazırlığı
Beyaz	$\approx 8 \mu\text{m}$		Son bitirme ve yüksek parlaklık elde etme

Karbit bitim frezleri, restorasyonlara bitirme ve son şeklin verilmesi amacıyla farklı form ve boyutlarda üretilmekte olup, üzerinde genellikle 8 ile 40 arasında değişen sayıda kesici bıçak bulunmaktadı (Jefferies, 2007). Karbit bitirme frezleri, frezler veya disk sistemleriyle karşılaştırıldığında daha az aşındırıcı etkiye sahiptir. Bu özellikleri sayesinde, restorasyon sınırlarına komşu yumuşak dokulara minimal düzeyde travma oluşturarak doku bütünlüğünün korunmasına katkı sağlarlar (Jefferies, 2007). Ancak karbit bitirme frezleri, elmas bitim frezlerine kıyasla daha kırılgan yapıya sahip oldukları için klinik ömürleri daha kısadır. Bununla

birlikte, karbit frezlerde bıçak sayısının artması, restorasyon yüzeyinin daha pürüzsüz bir şekilde sonlandırılmasını sağlamaktadır.

Şekil 2: Farklı bıçak sayılarına sahip tungsten karbid frezler



Kaynak: (Frank Dental GmbH, 2024)

Arkansas taşlar, birbirine yapıştırılmış veya organik rezin ile bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşmaktadır (Ölmez & Kisbet, 2012). Klinikte kullanılan taş frezler, içerdiği aşındırıcı materyalin türüne bağlı olarak farklı renklerde sunulmaktadır (Gonzalez et al., 2010). Aşındırıcı partikül olarak silikon karbür içeren taş frezler genellikle yeşil renkte, alüminyum oksit içerenler ise beyaz renkte olmaktadır. Restorasyonların uyumlanması ve bitiminde kullanılan bu taşların aşındırıcı ve kesici etkinlikleri, elmas frezlere kıyasla belirgin şekilde daha düşüktür (Jefferies, 2007). Karbid frezler ve elmas frezler su soğutması altında yüksek hızlarda kullanılabileceği gibi lastik ve taşlar restorasyon ve diş dokusunda aşırı ısı oluşumunu engellemek için düşük hızlarda kullanılmaktadır.

Şekil 3: Arkansas taş



Kaynak: (Frank Dental GmbH, 2024)

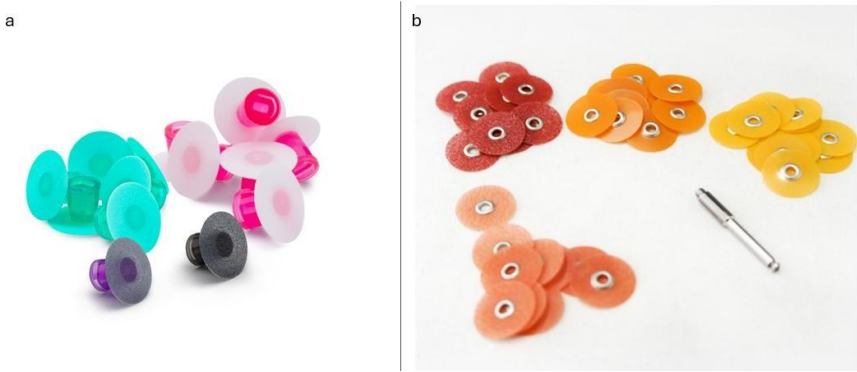
Disk Setleri ve Kullanımları

Kaplamalı aşındırıcı sistemler, genellikle kâğıt, mylar veya poliüretan taban üzerine yapışkan bir yüzey aracılığıyla dağıtılan aşındırıcı partiküllerin uygulanmasıyla üretilmektedir. Oldukça esnek bir yapıya sahip olan poliüretan esaslı bitim ve polisaj diskleri klinik olarak yaygın şekilde kullanılmakta olup, bu diskler genellikle alüminyum oksit partikülleri ile kaplanmıştır. (Gonzalez et al., 2010). Dolgu partikülleri ile organik matrisi dengeli bir şekilde aşındırabilme yeteneği, alüminyum oksit kaplı polisaj disklerini etkili bir polisaj sistemi hâline getirmiştir (Van Dijken & Ruyter, 1987). Ancak bu sistemlerin etkinliği, anatomik konturları yeterince takip edememeleri ve erişimi güç alanlarda kullanım zorluğu nedeniyle sınırlı kalmaktadır (Venturini et al., 2006). Özellikle içbükey yüzeylerde ve interproksimal alanlarda istenen düzeyde etki sağlanamazken, en başarılı sonuçlar dışbükey yüzeylerde elde edilmektedir (Gonzalez et al., 2010).

Polisaj sırasında dikkat edilmesi gereken önemli bir husus da, metal mandrelin rezin kompozit yüzeyine temas ettirilmemesidir (Stoddard & Johnson, 1991). Bu sorunun önüne geçmek amacıyla güncel ürünlerde mandrel gövdesi küçültülmüş; bazı üreticiler ise bu

teması tamamen engellemek için silikon tutuculu disk sistemleri geliştirmiştir. Disk polisaj sistemleri, aşamalı bir yaklaşımla uygulanmalıdır. En kalın taneli (grenli) disk ile başlanmalı, kademeli olarak daha ince partikül boyutuna sahip disklerle devam edilmeli ve bu aşamalar arasında atlama yapılmamalıdır. Kaplamalı disk tipi aşındırıcılar arasında en sık kullanılan ticari ürünler arasında; Sof-Lex (3M Dental Products Division, St. Paul, Minnesota) ve SuperSnap (Shofu Dental Corporation, Menlo Park, CA) sistemleri yer almaktadır.

Şekil 4: Shofu, SuperSnap; 3M, Sof-Lex Polisaj Diskleri



Kaynak: a (Shofu Inc., 2025), b (3M ESPE, 2025)

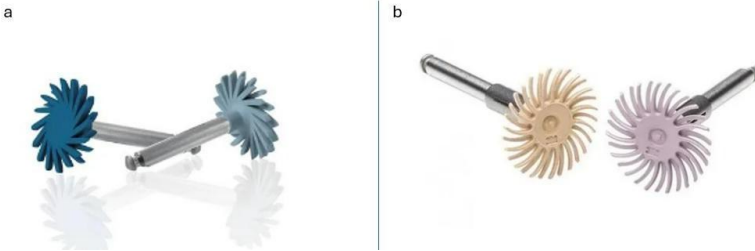
Klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen ve metal mandrel sistemine sahip olan Sof-Lex disk sistemi, pratik kullanım kolaylığıyla öne çıkmaktadır. Sof-Lex disk setinde, diskler renk skalasına göre koyudan açığa doğru sıralanmakta olup bu renk kodlaması, kullanıcıya uygulama sırasını belirleme açısından rehberlik etmektedir. En koyu renkli disk yaklaşık 50–90 µm boyutunda partiküller içeren kaba aşındırıcı özellik taşıırken; bunu sırasıyla 10–40 µm, 3–9 µm ve son olarak 1–3 µm partikül boyutuna sahip daha ince diskler takip etmektedir. Bu sistem, özellikle bukkal ve lingual yüzeylerde etkili polisaj sağlamaktadır. Ayrıca, aynı

aşamalı sıraya uygun olarak tasarlanmış zımpara şeritleri ile interproksimal bölgelerde de yüzey düzgünlüğü elde etmek mümkündür. Sof-Lex'in patentli "pop-on" mandrel sistemi sayesinde diskler kolaylıkla yerleştirilebilmekte ve gerektiğinde aşındırma yönüne bağlı olarak ters çevrilerek de kullanılabilir.

Bağlı Alındırıcılar

Bağlı aşındırıcı sistemler, aşındırıcı partiküllerin kauçuk ya da benzeri bir matris içerisinde homojen şekilde dağıtılmasıyla oluşturulan polisaj ürünleridir (Gonzalez et al., 2010). Bu sistemlerin günümüzde giderek daha fazla tercih edilmesinin başlıca nedeni, zaman tasarrufu sağlayan basit tek aşamalı ya da iki aşamalı lastik polisaj protokolleri sunmalarıdır. Elastomerik bileşik esaslı polisaj sistemlerine örnek olarak; Enhance polisaj sistemi (Dentsply), Shofu Softlex Spiral (3M) ve Clearfil Twist Dia kit (Kuraray Noritake) gösterilebilir.

Şekil 5: Clearfil, Twist Dia; 3M, Softlex Spiral



Kaynak: a (Kuraray Noritake Dental Inc., 2025) b (3M ESPE, 2025)

Bazı araştırmacılar, aşındırıcı emdirilmiş polisaj sistemlerinin, alüminyum oksit kaplı disklerle karşılaştırıldığında daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu göstermiştir (Chung, 1994; Hoelscher et al., 1998; Hondrum & Fernandez Jr, 1997). Ancak bu polisaj sistemi, yalnızca dışbükey ve düz

yüzeylerde etkili olan disklerin aksine, polisaj yapılacak bölgelerin büyük çoğunluğuna erişim sağlayabilen disk, kap ve koni formundaki aşındırıcı elemanları içermektedir (Gonzalez et al., 2010).

PoGo (Dentsply) ve Sof-Lex brush (3M ESPE) gibi birkaç aşındırıcı emdirilmiş tek adımlı sistem mevcuttur. Kemaloğlu ve arkadaşları, Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) kompozit rezin üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında; PoGo (Dentsply, ABD), Sof-Lex Spiral Wheels (3M ESPE, ABD) ve Clearfil Twist Dia (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) gibi iki aşamalı polisaj sistemlerinin, Super-Snap (Shofu, Japonya) gibi çok aşamalı bir sistemle karşılaştırıldığında benzer düzeyde yüzey pürüzlülüğü değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir (Kemaloglu et al., 2017). Wheeler ve arkadaşları, çeşitli polisaj sistemlerinin kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerinin elmas emdirilmiş iki aşamalı bitirme ve polisaj sistemleri olan Diatech Shapeguard (Coltene, İsviçre) ve Komet Spiral (Komet, Almanya) ile elde edildiğini bildirmişlerdir (Wheeler et al., 2020). Aydın ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada, çok aşamalı disk sistemi olan Sof-Lex (3M ESPE, ABD), tek aşamalı Dimanto (Voco, Almanya) ve iki aşamalı Clearfil Twist Dia (Kuraray, Japonya) polisaj sistemleri karşılaştırılmış; kompozit rezin yüzeylerinde, elmas içerikli tek ve iki aşamalı polisaj sistemlerinin en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini oluşturduğu sonucuna varılmıştır (Aydın et al., 2021).

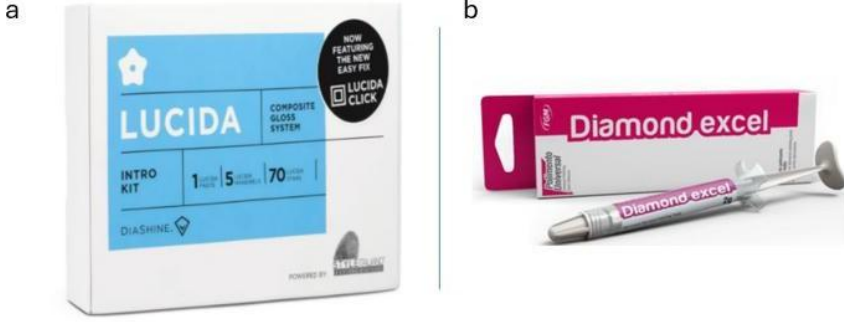
Güncel klinik uygulamalarda, kısa sürede yüksek parlaklık ve düşük yüzey pürüzlülüğü sağlaması nedeniyle bu sistem, en yaygın şekilde tercih edilen polisaj protokollerinden biri haline gelmiştir.

Polisaj Pastası

Rezin bazlı restoratif materyallerin polisajında, aşındırıcı polisaj patları ile keçe ve pamuk destekli sistemler, uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Günümüzde ise, özellikle kompozit rezin restorasyonlar için özel olarak formüle edilmiş polisaj patları geliştirilmiştir. Pat formundaki aşındırıcılar, gliserin gibi suda çözünebilen bir matris içerisinde dağılmış alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren polisaj pastalarıdır. Özellikle alüminyum oksit içeren polisaj patları, kompozit rezin restorasyonların final polisajı için geliştirilmiştir ve genellikle 1,0 μm ile 0,3 μm olmak üzere iki farklı ortalama partikül boyutuna sahiptir (Gonzalez et al., 2010).

Elmas partiküllü polisaj patları ise yalnızca kompozit materyallerde değil, aynı zamanda porselen restorasyonların son polisaj aşamasında da yaygın şekilde kullanılmaktadır. Ancak bu tür polisaj patlarının, her ne kadar yumuşak yüzeylere sahip olsalar da, lastik polisaj sistemleriyle birlikte kullanımı önerilmemektedir (Gonzalez et al., 2010). Çünkü lastik polisaj sistemlerinin kullanımı sırasında ortaya çıkan sürtünme kuvveti, kompozit yüzeyinde mikroskobik düzeyde ekstra pürüzlülük oluşturabilmektedir (Jefferies, 2007).

Şekil 6: Kompozit polisaj pastaları (DiaShine, Lucida; FGM, Diamond Excel)



Kaynak: a (DiaShine, 2025), b (FGM Dental Group, 2025)

Bu tür patlar, genellikle pamuk veya keçe frezler yardımıyla, herhangi bir basınç uygulamadan kullanıldığında daha etkili ve yüzey açısından daha homojen sonuçlar vermektedir. Özellikle pamuk frezlerin daha yumuşak yapısı ve geniş yüzey temasına olanak sağlayan tasarımı, polisaj patlarının restorasyon yüzeyinde daha stabil uygulanmasına, aynı zamanda sıçramanın azalmasına katkı sağlamaktadır (Gonzalez et al., 2010). Restorasyonların final polisajı tamamlandıktan sonra uygulanan ek aşındırıcı polisaj işlemleri, elmas patların yardımıyla yüzey düzgünlüğünü artırmakta olsa da, elde edilen bu iyileşmelerin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık yaratmadığı belirtilmiştir (Aydin et al., 2021). Bu doğrultuda, üretici firmalar farklı kullanım ihtiyaçlarına yanıt verebilmek amacıyla keçe diskler ve elmas partikül içeren polisaj pastaları geliştirmiş ve klinik kullanıma sunmuştur.

Oksijen İnhibitör Solüsyon

Kompozit restorasyonların son tabakası polimerize edildikten sonra atmosferik oksijen nedeniyle yaklaşık 15–40 µm kalınlığında tam polimerize olmamış bir oksijen inhibisyon tabakası oluşur (Bijelic-Donova et al., 2015). Bu tabaka, atmosferik oksijenin

serbest radikallerle etkileşimi sonucu oluşur ve polimerizasyonun tamamlanmasını engeller. Yeterince polimerize olmamış bu yüzey tabakası, renklenmeye karşı yüksek duyarlılık göstermesinin yanı sıra, kimyasal ve mekanik direnç açısından da zayıftır. Bu nedenle tedavi sonunda bu katmanın polisaj veya yüzey cilalama işlemleri ile tamamen uzaklaştırılması yüzeyin mekanik dayanımının artırılması açısından etkili sonuçlar vermektedir (Park & Lee, 2011).

Şekil 7: Oksijen İnhibitör Solusyon Liquid Strip İvoclar



Kaynak: (Ivoclar Vivadent AG, 2025)

Polisaj işlemleri sonrasında bu tabakanın büyük ölçüde elimine edildiği kabul edilse de gliserin içerikli jel uygulaması ile oksijenin ortamdan izole edilmesi sağlanarak, polimerizasyonun tamamlanması desteklenmekte ve inhibisyon tabakasının tamamen ortadan kaldırılması mümkün olmaktadır.

Rezin Coating Sistem

Kompozit rezin restorasyonların polisaj işlemlerinden sonra, porselen restorasyonlarda uygulanan glazeleme işlemlerine benzer şekilde, yüzeyin yüksek viskoziteli bir rezin ile kaplanması fikri gündeme gelmiş ve bu amaçla çeşitli rezin coating materyalleri geliştirilmiştir. Bu sistemler, kompozit restorasyonun estetik

kalitesini artırmak ve yüzey parlaklığını optimize etmek amacıyla kullanılmaktadır (Gonzalez et al., 2010).

Rezin coating sistemlerinde yaygın olarak tercih edilen ajanlar, viskozitesi düşük ve çoğunlukla doldurucusuz veya minimal dolduruculu Bis-GMA bazlı rezinlerden oluşmaktadır. Doldurucu içeriği azaltılarak ve organik matris oranı artırılarak geliştirilen bu düşük dayanımlı rezinler, kompozit materyal ile diş dokusu arasındaki mikro boşluklara penetre olarak marjinal sızıntının azaltılmasına katkı sağlar (Gonzalez et al., 2010). Nitekim, bu ajanların uygulanması sonrası rezin kompozit yüzeylerinde pürüzsüzlüğün iyileştiği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Atabek et al., 2010).

Ayrıca, coating ajanlarının kompozit restorasyonların yüzeyinde bulunan serbest radikalleri bağlayarak oksijenle etkileşimini engellediği, böylece oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu azalttığı da rapor edilmiştir (Takeuchi et al., 2003). Üretici firmalar, bu sistemlerin uygulanmasından önce kompozit restorasyon ve çevre diş yüzeyine zayıf asidik ajanlar uygulanmasını önermektedir. Bu uygulamanın amacı, rezin ile bağ kuvvetini artırmaktan çok, yüzeydeki smear tabakasını uzaklaştırmak ve penetrasyonun etkinliğini artırmaktır. Ajan uygulandıktan sonra, yüzey hafifçe kurutularak ışıkla polimerize edilir.

Owens ve Johnson'ın gerçekleştirdiği bir çalışmada, molar dişlerde uygulanan sınıf V ve oklüzal kompozit restorasyonlarda kullanılan glaze materyallerinin mikrosızıntı üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve oklüzal mine kenarlarında mikrosızıntının daha etkin şekilde önlendiği gözlemlenmiştir (Owens & Johnson, 2006). Lasting Touch™ (Dentsply) materyali, yapılan çalışmalarda restorasyon yüzeyine uygulandığında parlaklık düzeyini artırdığı ve polisaj kalitesini olumlu etkilediği bildirilmiştir (Gonzalez et al.,

2010). Benzer şekilde, Biscover™ (Bisco) materyalinin kompozit yüzeyindeki mikro kusurları doldurarak yüzey özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir (Sarac et al., 2006). Hatta Biscover LV Kit'in iki yıldan uzun süre boyunca restorasyon yüzeyinde kaldığı ve polisaj sonrası parlaklığını koruduğu da çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur.

Ancak bu sistemlerin olumlu yönlerinin yanında bazı dezavantajları da mevcuttur. Özellikle rezin coating uygulamaları sonrası, kompozit yüzeylerinde zamanla yoğun renklenmeler ve gölgelenme gibi estetik problemler gözlenebilmektedir (Güler et al., 2009). Ayrıca, uzun süreli fırçalamaya maruz kalan dişlerde bu yüzeylerin pürüzsüzlüğünü koruyamadığı ve estetik görünümün zamanla bozulabildiği bildirilmiştir (Sarac et al., 2006). Bu nedenle, kompozit rezinler ve polisaj sistemlerindeki gelişmelerle birlikte bu tür ürünlerin kullanımı günümüzde azalmıştır.

Şekil 8: Bisco Biscover rezin coating materyal.



Kaynak: (Bisco, 2025)

Polisaj Sistemlerinin Protokollerine Etki Eden Faktörler

İrrigasyon Kullanımı ve Isı Oluşumunun Önemi

Bitirme ve polisaj işlemleri sırasında yüzey pürüzlülüğü azaltılırken, uygulanan sürtünme kuvvetine bağlı olarak ısı artışı meydana gelebilmektedir. Oluşan bu termal etki, diş ile rezin materyal arasındaki bağlanma ara yüzeyini olumsuz etkileyebileceği gibi, pulpal dokuda termal hasara da yol açabilir (Lopes et al., 2002; Zach & Cohen, 1965). Bu nedenle, işlem sırasında uygun bir lubrikan ya da soğutma sıvısı kullanılması önerilmektedir.

Birçok çalışma, farklı bitim ve polisaj protokollerinin rezin kompozitlerin yüzey düzgünlüğü, sertliği ve işlem sırasında oluşan yüzey ısısı üzerindeki etkilerini incelemiştir (Baseren, 2004; Jones et al., 2007; Jung et al., 2007). Resin disklerle yapılan çalışmalarda, kuru polisaj uygulandığında yüzeyde meydana gelen sıcaklık artışının, bazı bölgelerde resin matris fazında yumuşamaya yol açtığı gözlemlenmiştir (Jones et al., 2004; Silva et al., 2021). Bu durum, resin içeriğinin dolgu partikülleri üzerine yayılmasına neden olarak yüzeyin geçici olarak daha pürüzsüz görünmesine katkı sağlayabilir. Ayrıca bazı araştırmalarda kuru bitim ve polisaj işlemlerinin yüzeyde daha fazla pürüzlülüğe neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu durumun nedeni olarak, aşındırıcı sistemlerdeki partiküllerin işlem sırasında yüzeyden koparak restoratif materyalin yüzeyine penetrasyonu ve bu sayede yüzey bütünlüğünü bozması gösterilmiştir (De Freitas et al., 2019; Kaminedi et al., 2014; Nasoohi et al., 2017).

Yapılan çalışmalarda, kuru polisaj işlemi sırasında oluşan ısının resin matris içerisinde çapraz bağlanma oranını artırdığı ve bunun sonucunda kompozit resinlerin mikrosertlik değerlerinde artışa yol açtığı bildirilmiştir (Bausch et al., 1981; Nasoohi et al.,

2017). Bazı araştırmalarda yüzey sıcaklıklarının 140 °C ve üzerine ulaştığı tespit edilmiştir (Nasoohi et al., 2017). Bu düzeydeki sıcaklıkların pulpal dokular açısından potansiyel risk oluşturabileceği ifade edilmekle birlikte, kompozit rezinlerin düşük ısı iletkenliği nedeniyle bu sıcaklığın yalnızca yaklaşık 0,2 mm derinliğe ulaştığı rapor edilmiştir (Lloyd et al., 1978). Literatür incelendiğinde, kompozit rezinlerin kuru veya ıslak polisaj yöntemleriyle uygulanması konusunda henüz net bir görüş birliği bulunmadığı görülmektedir. Mevcut alışmalar, her iki yöntemin de kendine özgü avantaj ve sınırlılıklarını ortaya koymuştur.

Polisaj Sırasında Basıncın Etkisi

Polisaj işlemleri sırasında kullanılan el aletlerine uygulanan basınç, sonuçları etkileyen önemli bir değişkendir. Uygulanan basının süresi ve şiddeti, işlem etkinliğini doğrudan etkileyebilmekte olup, klinisyenler arasında önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Ancak, polisaj sırasında uygulanması gereken ideal basınç düzeyine ilişkin üretici firmalar tarafından sunulan net ve standart bir protokol bulunmamaktadır. Lutz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, kompozit restorasyonların cilalanması sırasında yüzeyde oluk oluşumunu önlemek amacıyla aşırı basınç uygulanmaması gerektiği belirtilmiştir (Lutz et al., 1983). Heintze ve arkadaşları, Astropol polisaj sistemi (Ivoclar Vivadent) ile yapılan çalışmalarında, 2N ile 4N arasında değişen uygulama basınçlarının, Tetric Ceram ve Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) kompozitlerinde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlandığını bildirmişlerdir (Heintze et al., 2006). Ayrıca çalışmalarda kullanılan tüm kompozit rezinler için, en büyük gelişme beş saniyelik polisaj sonrasında görüldü (Gonzalez et al., 2010).

Kompozit restorasyonlar üzerine yapılan çalışmaların aksine, seramik ve metal restorasyonlarda daha yüksek basınç kuvvetlerinin

daha yüksek parlaklık elde edilmesini sağladığı bildirilmiştir (da Silva et al., 2014; Heintze et al., 2006). Bu farkın nedeni, rezin kompozitlerin heterojen yapıya sahip olmasıdır; yani dolgu partikülleri ve organik matristen oluşan iki fazlı bir restoratif materyal olmalarıdır. Uygulanan basınç, bu iki faz üzerinde eşit etki göstermeyebilir; bu durum da oluklar ve pürüzlülüklerin oluşmasına yol açabilmektedir. Sonuç olarak, polisaj işlemi sırasında uygulanması gereken basınca yönelik olarak klinisyenler ve üretici firmalar arasında kesinleştirilmiş standart bir protokol bulunmamaktadır. Ancak mevcut veriler doğrultusunda, en az 2N'lik bir basınç altında ve en az 5 saniye süreyle uygulanan polisajın, yüzey düzgünlüğü açısından klinik olarak tatmin edici sonuçlar verebileceği önerilmektedir.

Kompozit rezin restorasyonlarda polisaj yönünün yüzey kalitesi, marjinal adaptasyon ve restorasyonun uzun dönem başarısı üzerindeki etkisi çeşitli çalışmalarda ele alınmıştır. Laurie St-Pierre ve arkadaşlarının (St-Pierre et al., 2013) gerçekleştirdiği kapsamlı çalışmada, polimerizasyon büzülmesi, higroskopik genleşme ve uygulayıcı kaynaklı farklılıklar gibi klinik öneme sahip faktörlerin standardizasyonu sağlanarak deneysel bir tasarım oluşturulmuştur. Çalışmada, polisaj işleminin yönünün marjinal adaptasyon üzerindeki etkisi değerlendirilmiş ve elde edilen bulgular, önceki literatürle uyumlu olarak, kompozit restorasyonlarda polisajın dış dokusu yönünde uygulanmasının marjinal sızdırmazlık açısından daha avantajlı olduğunu ortaya koymuştur.

Kompozit rezinler, ışıkla kütleme işlemi sonrasında %50 ila %70 arasında değişen bir dönüşüm derecesine sahiptir (Neves et al., 2005; Park, 1996). Üretici firmalar, uygulama protokollerinde kompozit materyallerin kütleme süresini açıkça belirtmiş olsalar da, çeşitli in vitro çalışmalarda bu sürenin uzatılmasının dönüşüm

derecesini olumlu yönde etkileyebileceği bildirilmiştir. Ayrıca, kürlenme işleminden sonraki ilk 24 saatlik süreçte, “karanlık kürlenme” olarak adlandırılan fazda, polimerizasyonun en yüksek seviyeye çıktığı bildirilmiştir (Halvorson et al., 2002; Neves et al., 2005).

Bu süreçte kompozit materyalin nihai sertliğine ulaşması, polisaj işlemleri açısından belirleyici bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle, kompozit rezinlerin polisaj zamanlamasına yönelik çok sayıda çalışma gerçekleştirilmiştir (Hachiya et al., 1984). Bazı araştırmalarda, erken dönemde uygulanan polisaj işleminin devam eden polimerizasyon sürecinde içsel stres oluşumuna neden olduğu ifade edilmiş ve bu bağlamda gecikmeli polisaj yaklaşımı önerilmiştir (Hachiya et al., 1984).

Gecikmeli polisajın, materyalin higroskopik genişlemesine olanak tanıyarak kompozitin yapısal stabilitesini kazanmasına yardımcı olduğu belirtilmiştir (Gonzalez et al., 2010). Özellikle ilk 24 saat içerisinde gerçekleştirilen erken polisaj uygulamasında ortaya çıkan ısının, marjinal sızıntıya yol açabileceği de vurgulanmıştır (Lopes et al., 2002). Bu doğrultuda, oluşabilecek stresleri minimize etmek amacıyla polisaj işleminin, tedaviyi takip eden kontrol randevularında tamamlanmasını önerilmiştir.

Literatürde, tedaviden üç hafta sonra yapılan final polisaj uygulamasının, erken dönemde yapılan polisajla karşılaştırıldığında benzer düzeyde marjinal sızdırmazlık ve yüzey pürüzlülüğü sağladığı gösterilmiştir (Cenci et al., 2008). Sonuç olarak, kompozit rezin materyalin polimerizasyon sonrasında ideal sertliğine ulaştığı dönemde gerçekleştirilen polisaj işlemi, daha pürüzsüz ve uzun ömürlü bir yüzey kalitesi elde edilmesini mümkün kılmaktadır.

Polisaj Sistemlerinin Renk Kararlılığı Üzerine Etkisi

Kompozit rezin restorasyonların renk kararlılığı, çok sayıda faktörün etkisi altındadır. Bu faktörlerin bir kısmı klinisyen tarafından kontrol edilebilirken, bir kısmı ise oral hijyen düzeyi, beslenme alışkanlıkları ve zararlı alışkanlıklar gibi hastaya bağlı değişkenlerden kaynaklanmaktadır. Renk stabilitesini etkileyen başlıca parametreler arasında kompozit materyalin kimyasal yapısı, su emilimi kapasitesi, polimerizasyon yöntemi ve en önemlisi olarak bitim ve polisaj işlemleri yer almaktadır.

Bitirme ve cilalama uygulamalarının, boyayıcı ajanların restorasyon yüzeyinde tutunmasını azalttığı ve dolayısıyla restorasyonun uzun dönem dayanıklılığını artırdığı gösterilmiştir (Cooley et al., 1987; Köprülü et al., 1992). Literatürdeki çalışmalar, farklı polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğü ve marjinal adaptasyon üzerinde belirgin etkileri olduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte, en uygun tekniğin seçiminde kompozit rezin materyalinin yapısal özelliklerinin dikkate alınması gerektiği vurgulanmaktadır (Peutzfeldt & ASMUSSEN, 1990; Reinhardt et al., 1983). Uygun polisaj yönteminin belirlenmesinde kompozit rezin materyalinin doldurucu oranı, partikül boyutu ve matris yapısı belirleyici faktörlerdendir. Doldurucu partikülleri daha büyük olan kompozitlerde, polisaj sonrasında daha pürüzlü yüzeylerin oluştuğu bildirilmiştir (Imamura et al., 2008; Maalhash-Fard et al., 2003; Sarkis, 2012).

Saraç ve arkadaşlarının farklı partikül boyutlarına sahip kompozitler üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada, klinik olarak fark edilmesi zor olsa da en yüksek düzeyde renklenen hibrit kompozitlerde gözlendiği rapor edilmiştir (Sarac et al., 2006). Öte yandan, mikrofil yapıya sahip kompozit rezinlerde düşük yüzey

pürüzlülüğü ve buna bağlı olarak yüksek düzeyde parlaklık elde edildiği gösterilmiştir (Attar, 2008).

Kompozit rezinlerin en pürüzsüz yüzeyi, mylar şerit ile temas eden ve ışıkla polimerize edilen yüzeydir. Ancak çeşitli çalışmalarda, bu yüzeyin son derece düzgün olmasına rağmen, renklenmeye açık olduğu bildirilmiştir (Hachiya et al., 1984). Uzun dönem renk değişimlerinin ise esas olarak rezin matris yapısı ve doldurucu içeriğinden etkilendiği sonucuna varılmıştır.

Ergücü ve arkadaşlarının nano kompozitler üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada, renklenmenin kullanılan polisaj sistemlerinden ziyade materyalin kendi yapısal özelliklerinden kaynaklandığı vurgulanmıştır (Ergücü et al., 2008). Ayrıca, üretan dimetakrilatın (UDMA), Bis-GMA ve TEGDMA'ya kıyasla renklenmeye daha yatkın olduğu da gösterilmiştir (Gonzalez et al., 2010). Güler ve arkadaşları tarafından yapılan bir başka çalışmada ise beş farklı polisaj sistemi değerlendirilmiş ve en az renk değişiminin, elmas pasta ile uygulanan final polisajı yapılan örneklerde gözlemlendiği rapor edilmiştir (Güler et al., 2009).

Sonuç ve Klinik Öneriler

Kompozit rezin restorasyonlarda polisaj süreci, materyalin kaviteye yerleştirildiği ilk andan itibaren birçok parametrenin etkisi altında gelişen kompleks bir aşamadır. Günümüzde geliştirilen yeni nesil kompozit materyaller ve polisaj sistemleri, klinik işlem basamaklarını azaltmayı ve daha kısa sürede tatmin edici estetik ve fonksiyonel sonuçlar elde etmeyi hedeflemektedir. Ancak, optimal bir sonuca ulaşabilmek, her klinik aşamanın dikkatli ve özenli bir şekilde uygulanmasını gerektirmektedir.

Doğal diş dokusunun estetik ve optik özelliklerinin taklit edilmesinde polisaj işlemi, tedavi sürecinin son ve en kritik

adımlarından biri olarak öne çıkmaktadır. Bu işlemin yeterli sürede ve uygun teknikle gerçekleştirilmesi, restorasyonun uzun yıllar boyunca hem estetik bütünlüğünü hem de fonksiyonel dayanıklılığını korumasına olanak sağlar.

Kaynakça

3M ESPE, S. P., MN, USA. (2025).
https://www.3m.com.tr/3M/tr_TR/turkiye-tr/

Atabek, D., Sillelioglu, H., & Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative dentistry*, 35(3), 362-369.

Attar, N. (2008). The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(1), 27-35.

Aydin, N., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., & Ersöz, B. (2021). İlave polisaj uygulamasının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelenmesi. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 27(3), 462-469.

Barbosa, S. H., Zanata, R. L., Navarro, M. F. d. L., & Nunes, O. B. (2005). Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Brazilian Dental Journal*, 16, 39-44.

Barcellos, D. C., Pucci, C. R., Torres, C. R. G., Goto, E. H., & Inocencio, A. C. (2008). Effects of resinous monomers used in restorative dental modeling on the cohesive strength of composite resin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(5).

Baseren, M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *Journal of biomaterials applications*, 19(2), 121-134.

Bausch, J. d., Delange, C., & Davidson, C. (1981). The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *Journal of oral rehabilitation*, 8(4), 309-317.

Bayraktar, E. T., Atali, P. Y., Korkut, B., Kesimli, E. G., Tarcin, B., & Turkmen, C. (2021). Effect of modeling resins on microhardness of resin composites. *European journal of dentistry*, 15(03), 481-487.

Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2015). Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, 123(1), 53-60.

Bilge, K. Z., Ecem, E., Lara, A. D., Elif, D. Z., & Can, D. A. (2020). Influence of modeling agents on the surface properties of an esthetic nano-hybrid composite. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 45(2), 1-10.

Bisco, I., Schaumburg, IL, USA. (2025). <https://www.bisco.com/modeling-resin/>

Bollenl, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials*, 13(4), 258-269.

Cenci, M. S., Venturini, D., Pereira-Cenci, T., Piva, E., & Demarco, F. F. (2008). The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Operative dentistry*, 33(2), 169-176.

Chandler, H., Bowen, R., & Paffenbarger, G. (1971). Method for finishing composite restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 83(2), 344-348.

Chung, K.-h. (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dental materials*, 10(5), 325-330.

Cooley, R. L., Barkmeier, W. W., Matis, B. A., & Siok, J. F. (1987). Staining of posterior resin restorative materials. *Quintessence international*, 18(12).

da Silva, T. M., Salvia, A. C. R. D., de Carvalho, R. F., Pagani, C., da Rocha, D. M., & da Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol? *Journal of prosthodontic research*, 58(3), 160-170.

De Freitas, M., de Freitas, D., de Almeida, L., Magalhães, A., Cardoso, P., & Decurcio, R. (2019). Influence of wet finishing and polishing on composite resins: Surface roughness, color stability and surface morphology. *Rev. Odontológica Bras. Cent*, 28, 45-52.

Dennison, J., & Craig, R. (1972). Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*, 85(1), 101-108.

DiaShine, V. T. I., Woodland, WA, USA). (2025). <https://www.diashinepolish.com/>

Ergücü, Z., Türkün, L. S., & Aladag, A. (2008). Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Operative dentistry*, 33(4), 413-420.

FGM Dental Group, J., SC, Brazil. (2025). <https://fgmdentalgroup.com/intl/aesthetic-products/diamond-master/>

Frank Dental GmbH, B., Germany. (2024). <https://www.frank-dental.com/>

Fruits, T. J., Miranda, F. J., & Coury, T. L. (1996). Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence international*, 27(4).

GC Corporation, T., Japan. (2025).
<https://www.gc.dental/europe/en/products/modelingliquid>

Gonzalez, M., Khokhar, N., & Razak, A. (2010). Polishing of the composite resin restorations? literature review. *Annals of Dentistry University of Malaya*, 17(1), 25-34.

Gupta, S., Shankar, P. M., Kalgeria, S. H., & Shivakumar, A. T. (2021). Recent Advances in Finishing and Polishing for Restorative Materials-A Review. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 10(33), 2841.

Güler, A. U., Güler, E., Yücel, A. Ç., & Ertaş, E. (2009). Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 108-112.

Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., & Fusayama, T. (1984). Relation of finish to discoloration of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 52(6), 811-814.

Halvorson, R. H., Erickson, R. L., & Davidson, C. L. (2002). Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental materials*, 18(6), 463-469.

Hannah, C. M., & Smith, G. (1973). The surface finish of composite restorative materials. *British dental journal*, 135(11), 483-488.

Heintze, S., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental materials*, 22(2), 146-165.

Hoelscher, D., Neme, A., Pink, F., & Hughes, P. (1998). The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Operative dentistry*, 23, 36-42.

Hondrum, S. O., & Fernandez Jr, R. (1997). Contouring, finishing, and polishing Class 5 restorative materials. *Operative dentistry*, 22(1), 30-36.

Ikeda, M., Matin, K., Nikaido, T., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2007). Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dental Materials Journal*, 26(6), 915-923.

Imamura, S., Takahashi, H., Hayakawa, I., Loyaga-Rendon, P. G., & Minakuchi, S. (2008). Effect of filler type and polishing on the discoloration of composite resin artificial teeth. *Dental Materials Journal*, 27(6), 802-808.

Ivoclar Vivadent AG, S., Liechtenstein. (2025). https://www.ivoclar.com/tr_tr/products/cementation/liquid-strip

Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.

Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal*, 196(1), 42-45.

Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. (2007). The effects of lubrication on the temperature rise and surface finish of amalgam and composite resin. *Journal of Dentistry*, 35(1), 36-42.

Jung, M., Sehr, K., & Klimek, J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Operative dentistry*, 32(1), 45-52.

Kaminedi, R. R., Penumatsa, N. V., Priya, T., & Baroudi, K. (2014). The influence of finishing/polishing time and cooling system on surface roughness and microhardness of two different types of

composite resin restorations. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 4(Suppl 2), S99-S104.

Kaplan, B. A., Goldstein, G. R., Vijayaraghavan, T., & Nelson, I. K. (1996). The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(1), 34-38.

Kemaloglu, H., Karacolak, G., & Turkun, L. S. (2017). Can reduced-step polishers be as effective as multiple-step polishers in enhancing surface smoothness? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(1), 31-40.

Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative dentistry*, 33(1), 44-50.

Köprülü, H., Dayangaç, B., Gürkan, S., & Önen, A. (1992). Farklı posterior kompozitlerin kahve ve çayile boyanması. *Ankara Üniv Dişhek Fak Derg*, 19.

Kuraray Noritake Dental Inc., T., Japan. (2025). https://www.kuraraynoritake.eu/en/twist-dia-for-composite?_gl=1*kqv0bm*_up*MQ..*_gs*MQ..&gclid=CjwKCAjw6s7CBhACEiwAuHQckkvPmiDEJPESk5d96wzr9bOY0ehFFBdKPiK8wsl18ZGuIhWxpxBaexoClTMQAvD_BwE&gbruid=0AAAAPV9Y9NOclkOgrUd9z8stNCJld9W

Lee, I., Chang, J., & Ferracane, J. (2008). Slumping resistance and viscoelasticity prior to setting of dental composites. *Dental materials*, 24(12), 1586-1593.

Lloyd, B., Rich, J., & Brown, W. (1978). Effect of cooling techniques on temperature control and cutting rate for high-speed dental drills. *Journal of dental research*, 57(5-6), 675-684.

Lopes, G. C., Franke, M., & Maia, H. P. (2002). Effect of finishing time and techniques on marginal sealing ability of two composite restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 32-36.

Lu, H., Roeder, L. B., Lei, L., & Powers, J. M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(2), 102-108.

Lutz, F., Setcos, J. C., & Phillips, R. W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *Journal of the American Dental Association* (1939), 107(4), 575-580.

Maalhashgh-Fard, A., Wagner, W. C., Pink, F. E., & Neme, A. M. (2003). Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Operative dentistry*, 28(6), 734-739.

Madhyastha, P. S., Hegde, S., Srikant, N., Kotian, R., & Iyer, S. S. (2017). Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dental research journal*, 14(5), 326.

Marghalani, H. Y. (2010). Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *Journal of Applied Oral Science*, 18, 59-67.

Muenchow, E. A., Sedrez-Porto, J. A., Piva, E., Pereira-Cenci, T., & Cenci, M. S. (2016). Use of dental adhesives as modeler liquid of resin composites. *Dental materials*, 32(4), 570-577.

Nasoohi, N., Hoorizad, M., & Tabatabaei, S. F. (2017). Effects of wet and dry finishing and polishing on surface roughness and microhardness of composite resins. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 14(2), 69.

Neves, A., Discacciati, J., Orefice, R., & Yoshida, M. (2005). Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 393-400.

O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.

Owens, B. M., & Johnson, W. W. (2006). Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Operative dentistry*, 31(4), 481-488.

Ölmez, A., & Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-122.

Park, H.-H., & Lee, I.-B. (2011). Effect of glycerin on the surface hardness of composites after curing. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 36(6), 483-489.

Park, S.-H. (1996). Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(6), 613-618.

Peutzfeldt, A., & ASMUSSEN, E. (1990). Color stability of three composite resins used in the inlay/onlay technique. *European Journal of Oral Sciences*, 98(3), 257-260.

Pratten, D., & Johnson, G. (1988). An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *The Journal of prosthetic dentistry*, 60(2), 154-158.

Rashid, H. (2012). Evaluation of the surface roughness of a standard abraded dental porcelain following different polishing techniques. *Journal of Dental Sciences*, 7(2), 184-189.

Reinhardt, J. W., Denehy, G. E., Chan, K. C., Rittman, B. R., Heitkamp, D. J., & Smith, T. (1983). Determining smoothness of polished microfilled composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(4), 485-490.

Sarac, D., Sarac, Y. S., Kulunk, S., Ural, C., & Kulunk, T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(1), 33-40.

Sarkis, E. (2012). Color change of some aesthetic dental materials: Effect of immersion solutions and finishing of their surfaces. *The Saudi dental journal*, 24(2), 85-89.

Senawongse, P., & Pongprueksa, P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 265-273.

Setcos, J. C., Tarim, B., & Suzuki, S. (1999). Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence international*, 30(3).

Shofu Inc., K., Japan. (2025).
<https://www.shofu.de/en/products/super-snap/>

Silva, J. P., Coelho, A., Paula, A., Amaro, I., Saraiva, J., Ferreira, M. M., Marto, C. M., & Carrilho, E. (2021). The influence

of irrigation during the finishing and polishing of composite resin restorations—A systematic review of in vitro studies. *Materials*, 14(7), 1675.

St-Pierre, L., Bergeron, C., Qian, F., Hernández, M. M., Kolker, J. L., Cobb, D. S., & Vargas, M. A. (2013). Effect of polishing direction on the marginal adaptation of composite resin restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(2), 125-138.

St. Germain, H., & Meiers, J. (1996). Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Operative dentistry*, 21, 103-109.

Stoddard, J. W., & Johnson, G. H. (1991). An evaluation of polishing agents for composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(4), 491-495.

Takeuchi, C., Flores, V. O., Dibb, R. P., Panzeri, H., Lara, E., & Dinelli, W. (2003). Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 28(3), 281-286.

Tate, W., & Powers, J. (1996). Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Operative dentistry*, 21(2), 53-58.

Tuncer, S., Demirci, M., Tiryaki, M., Ünlü, N., & Uysal, Ö. (2013). The effect of a modeling resin and thermocycling on the surface hardness, roughness, and color of different resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(6), 404-419.

Ultradent Products Inc., S. J., UT, USA. (2025). <https://www.ultradent.com.tr/products/categories/composites/wetting-g-resin/wetting-resin?sku=3059->

Van Dijken, J. W., & Ruyter, I. E. (1987). Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontologica Scandinavica*, 45(5), 337-346.

Venturini, D., Cenci, M. S., Demarco, F. F., Camacho, G. B., & Powers, J. M. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative dentistry*, 31(1), 11-17.

Wheeler, J., Deb, S., & Millar, B. J. (2020). Evaluation of the effects of polishing systems on surface roughness and morphology of dental composite resin. *British dental journal*, 228(7), 527-532.

Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 19(4), 515-530.

Restoratif Diş Tedavilerinde Yenilikçi Materyal Kullanımları

