

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ

ALANINDA ARAŞTIRMALAR VE DEĞERLENDİRMELER

HAZİRAN 2026

EDİTÖR

Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR

İmtiyaz Sahibi / Yaşar Hız
Yayına Hazırlayan / Gece Kitaplığı

Birinci Basım / HAZİRAN 2026 - Ankara
ISBN / 978-625-321-166-0

© copyright

Bu kitabın tüm yayın hakları Gece Kitaplığı'na aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Gece Kitaplığı

Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak

Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA

0312 384 80 40

www.gecekitapligi.com / gecekitapligi@gmail.com

Baskı & Cilt

Bizim Büro

Sertifika No: 42488

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ALANINDA ARAŞTIRMALAR VE DEĞERLENDİRMELER

HAZİRAN 2026

EDİTÖR

Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR

gece
kitaplığı

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

DİŞ RENKLENMELERİ, ETİYOLOJİLERİ VE TEDAVİLERİ

Ecehan KAPLAN 7

BÖLÜM 2

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÖN ISITILMIŞ REZİN KOMPOZİTLER: DİREKT VE İNDİREKT KULLANIMLARINA GÜNCEL BİR BAKIŞ

Gülben ÇOLAK 29

BÖLÜM 3

KOMPOZİT RESTORASYONLARDA YÜZEY BİTİRME VE POLİSAJ İŞLEMLERİ

Gülgün DİNLER 43

BÖLÜM 1

DİŞ RENKLENMELERİ, ETİYOLOJİLERİ VE TEDAVİLERİ

Ecehan KAPLAN¹

¹ Öğr. Gör. Kurum: Antalya Bilim Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ORCID ID: 0000-0001-6203-8395

1.GİRİŞ

Diş rengi, bireyin estetik algısını ve gülüş memnuniyetini belirleyen en önemli parametrelerden biri olup, modern diş hekimliğinde yalnızca fonksiyonel değil aynı zamanda psikososyal açıdan da büyük önem taşımaktadır. Günümüzde artan estetik beklentiler, diş rengindeki değişimlerin etiyojisinin doğru anlaşılmasını ve uygun tedavi yaklaşımlarının bilimsel temellere dayandırılmasını zorunlu kılmaktadır. Diş renklenmeleri; oluşum mekanizmaları, yerleşim derinlikleri ve klinik görünümleri bakımından heterojen bir yapı sergilemekte olup, basit yüzeysel lekelerden karmaşık gelişimsel ve sistemik kökenli renk değişimlerine kadar geniş bir spektrumda değerlendirilmektedir. ^(1,2)

Dişlerde gözlenen renklenmeler, etkenin kaynağına ve diş dokularıyla etkileşim biçimine bağlı olarak dış kaynaklı (ekstrinsik) ve iç kaynaklı (intrinsik) olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. ⁽²⁾ Bu ayrım, yalnızca tanısal açıdan değil, aynı zamanda tedavi planlamasının belirlenmesi açısından da kritik bir öneme sahiptir. Zira ekstrinsik renklenmeler çoğu zaman mekanik veya kimyasal yöntemlerle elimine edilebilirken, intrinsik kökenli renk değişimleri daha kompleks biyolojik süreçlerin sonucu olup multidisipliner ve bireye özgü yaklaşımlar gerektirebilmektedir. ^(3,4)

Bu bölümde, diş renklenmelerinin etiyojisi ayrıntılı bir şekilde ele alınarak; metabolik, kalıtsal, iatrojenik ve travmatik faktörlerin diş sert dokuları üzerindeki etkileri güncel literatür ışığında incelenecektir. Ayrıca renklenme tiplerinin klinik özellikleri ve ayırıcı tanı kriterleri sistematik bir çerçevede sunulacaktır. Devamında ise, renklenmiş dişlerin tedavisinde kullanılan beyazlatma yöntemleri; tarihsel gelişimleri, etki mekanizmaları ve güncel uygulama protokolleriyle birlikte değerlendirilerek, klinik karar verme sürecine rehberlik edecek bütüncül bir bakış açısı ortaya konacaktır. ^(5,6)

2.DİŞ RENKLENMELERİ

2.1.Renklenmenin Etiyojisi ve Türleri

Diş renginde meydana gelen değişimler, yalnızca estetik bir sorun olmanın ötesinde, altta yatan biyolojik süreçler ve çevresel etkileşimler hakkında da önemli ipuçları sunmaktadır.

Klinik değerlendirmede renklenmenin karakteri, dağılımı ve derinliği hem etiyolojik faktörlerin doğru tanımlanmasını hem de uygulanacak tedavi yaklaşımının belirlenmesini doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle diş renklenmeleri, lekenin diş dokularıyla olan etkileşim düzeyi esas alınarak sistematik bir sınıflandırma çerçevesinde ele alınmaktadır.

Bu bağlamda renklenmeler, diş yüzeyiyle sınırlı kalan ve çoğunlukla çevresel faktörlere bağlı gelişen değişimler (dış kaynaklı renklenmeler) ile dişin sert dokularına entegre olan ve gelişimsel ya da sistemik kökenli süreçleri yansıtan değişimler (iç kaynaklı renklenmeler) olarak iki ana başlık altında incelenmektedir.

2.1.1. Dış Kaynaklı (Ekstrinsik) Renklenmeler

Mine tabakasının dış yüzeyinde, topikal etkenler veya dış ajanlar sebebiyle meydana gelen değişimlerdir ⁽⁷⁾. Bunlar metalik ve metalik olmayanlar şeklinde iki grupta değerlendirilir. Metalik Renklenmeler Diş yüzeyinde metal bileşiklerinin çökmesiyle oluşur. Mesleki maruziyet veya metal tuzu içeren farmakolojik ürünlerin kullanımı karakteristik renklenmelere yol açar ^(8,9,10). Örneğin, stanöz florür sarı-kahverengi ⁽¹¹⁾, amalgam dolgulardan sızan cıva iyonları ise gri-siyah tonlar oluşturur. Metalik Olmayan Renklenmeler ise günlük tüketilen gıda, içecek ve tütün ürünlerinin dental plak veya pelikül yapısına penetre olmasıyla gelişir. Hijyeni zayıf bireylerde bu lekeler turuncu-yeşil iken, iyi hijyene sahip olanlarda siyah-kahverengidir ⁽¹²⁾. Özellikle dişin servikal ve orta bölgelerinde yoğunlaşır ⁽¹³⁾.

2.1.2. İç Kaynaklı (İntrinsik) Renklenmeler

İç kaynaklı renk değişikliği, diş sert dokularının yapısında veya kalınlığında meydana gelen değişiklikler sonucunda oluşur. ^(14,15)

2.1.2.i. Metabolik Hastalıkların Sebep Olduğu İç Kaynaklı Renklenmeler

Alkaptonüri

Homogentisik asit oksidaz (HGO) enzimindeki yetersizlik nedeniyle vücutta homogentisik asit birikimiyle seyreden alkaptonüri, farklı dokularda koyu renkli pigmentasyon oluşumuyla karakterize olup diş yapısında da belirgin değişimlere yol açabilmektedir. Bu klinik tabloda, mine ve dentin tabakalarında biriken homogentisik asit sonucunda dişlerde mavi-siyah ya da kahverengi tonlarında renk değişiklikleri meydana gelebilir. Söz konusu bu renklenmelerin, özellikle molar dişlerde ve gingival sınıra yakın bölgelerde daha yoğun şekilde gözlemlendiği bildirilmektedir. ⁽¹⁶⁾

Konjenital Hiperbilirubinemi

Doğuştan gelen ve bilirubin metabolizmasındaki bozukluklardan kaynaklanan bir durumdur. Bilirubin, kırmızı kan hücrelerinin yıkımı sonucu oluşan ve karaciğer tarafından işlenerek safra yoluyla vücuttan atılan bir bileşiktir.⁽¹⁷⁾ Bilirubin seviyelerinin artmasıyla karakterize konjenital hiperbilirubinemi genellikle bilirubin karaciğer tarafından yeterince işlenememesi veya vücuttan atılamaması sonucu oluşur. Bilirubin birikimi nedeniyle dişlerde sarımsı-yeşilimsi renklenme oluşabilir.⁽¹⁷⁾ Yeni doğan sarılığına bağlı çocuklarda gelişen türe neonatal hiperbilirubinemi olarak geçer.

Konjenital Eritropoetik Porfiri (Günther hastalığı)

Porfirin metabolizmasında meydana gelen bozukluk nedeniyle kemik iliği, eritrositler, idrar ve dışkının yanı sıra dişlerde de porfirin birikimi meydana gelir ⁽¹⁸⁾. Metabolik aksama sonucu serbest kalan hematoporfirin dental dokularda depolanması, dişlerde kırmızı-kahverengi renk değişimlerine yol açar bu duruma eritrodonti denir. Süt dişleri daimî dişlere oranla daha şiddetli etkilenir. Klinik açıdan önemli bir diğer nokta ise, bu tip renklenmeye sahip dişlerin beyazlatma tedavilerine karşı direnç göstermesi ve işleme yanıt vermemesidir ⁽¹⁹⁾.

2.1.2.ii. Kalıtsal Hastalıkların Neden Olduğu İç Kaynaklı Renklenmeler

Amelogenezis İmperfekta

Hem süt hem de daimî dentisyonu etkileyen kalıtsal bir anomali olan amelogenezis imperfekta, genetik olarak aktarılan bir mine bozukluğudur. Bu klinik tablo çoğunlukla otozomal baskın ya da resesif kalıtım sergilemekle birlikte, literatürde X kromozomuna bağlı nadir geçişler de rapor edilmiştir ^(20,21). Mine matrisinin şekillenmesi veya mineralizasyon aşamalarındaki aksaklıklara göre kategorize edilen bu durumun 14 farklı varyasyonu tanımlanmıştır ⁽²²⁾. Klinik pratikte ise en sık hipoplastik ve hipomineralize formlar gözlenmektedir.

Hipoplastik tipte cinsiyetler arası farklılıklar dikkat çekicidir; erkeklerde diş yüzeyleri pürüzsüz-parlak bir dokuyla birlikte sarıdan kahverengiye uzanan tonlar sergilerken, kadınlarda renk değişimi daha hafif seyretmektedir ⁽²³⁾. Buna karşın hipomineralize formda cinsiyet seçiciliği bulunmamaktadır. Bu vakalarda diş rengi başlangıçta tebeşir beyazı veya sarımtırak bir tondayken, yaş ilerledikçe renk koyulaşarak siyaha kadar dönüşebilir ⁽¹⁰⁾.

Dentinogenezis İmperfekta

Dişin morfolojisi, rengi ve işlevsel kapasitesinde kayıplara yol açan dentinogenezis imperfekta, dentin ve pulpa dokularını etkileyen gelişimsel bir patolojidir. Temel bozukluk dentin dokusunda olsa da süreç mine tabakasını da dolaylı olarak etkilemektedir. Hem süt hem de daimî dişlerde gözlenebilen bu anomali, her iki cinsiyette de eşit prevalans sergiler. Klinik olarak dişler sürdüğünde başlangıçta olağan bir renk sergilese de zaman içerisinde karakteristik bir yarı saydamlık kazanarak gri, sarı ya da kahverengi tonlarına bürünür. Çoğu olguda mine tabakasının dişten ayrılmasıyla alttaki yumuşak dentin dokusu korunmasız kalır; bu durum, gıda pigmentleri ve kromojenik bakterilerin dentin tübüllerine penetre olmasıyla dişin daha yoğun renklenmesine yol açar ⁽²⁴⁾. Shields ve çalışma arkadaşları, bu patolojiyi üç temel grupta sınıflandırmıştır ⁽²⁵⁾. Tip I kolajen sentezindeki aksaklıktan kaynaklanan ve bir bağ dokusu hastalığı olan osteogenezis imperfekta ile seyreden formu olan Tip I klinik tabloda kemik kırılabilirliği, eklem laksitesi, mavi sklera ve opak dentin yapısı bir arada görülebilir. Baskın veya resesif kalıtılabilir; resesif formun klinik seyri daha agresif olup erken yaşta mortalite riski taşır ⁽²⁶⁾. Tip II ise sistemik bir hastalıkla ilişkili olmaksızın sadece dentin dokusunu etkileyen tiptir. Her iki dentisyonu da kapsamına alan bu durumda, süt dişleri genellikle daha ağır etkilenir ⁽²⁷⁾. Dişlerde mavimsi veya kahverengi bir renk yansıması izlenir; transillüminasyonda belirgin bir opaklık saptanır. Pulpa odalarının zamanla obliterasyona uğraması karakteristiktir. Mine tabakası kaybolduğunda, açığa çıkan poröz dentin yapısı kromojenleri hızla absorbe ederek rengin koyu kahverengiye dönmesine neden olur ⁽²⁷⁾. Wiktop tarafından literatüre kazandırılan tip III, klinik olarak Tip I ve II ile benzerlik gösterse de özellikle süt dişlerinde çoklu pulpa ekspozisyonlarıyla ayırt edilir. Radyografik incelemelerde, manto dentin oluşumunun ardından dentin yapımının durmasıyla karakterize kabuk diş (shell teeth) görüntüsü dikkat çekicidir. Güncel yaklaşımlar, bu tipin genetik olarak Tip II ile yakından ilişkili olduğunu savunmaktadır ⁽²⁶⁾.

Dentin Defektleri

Dentin tabakasında izlenen defektlerin kökeni; genetik mutasyonlara veya dışsal (çevresel) faktörlere dayanabilmektedir. Kalıtsal olarak aktarılan dentin bozuklukları, başka bir semptom göstermeksizin sadece diş yapısını etkileyen izole bir tablo sergileyebileceği gibi, çeşitli sistemik hastalıklarla (sendromik durumlar) kombine bir şekilde de ortaya çıkabilir.

Bu yapısal anomalilerde ana problem, dentin matrisinin organik yapısı veya mineralizasyon sürecindeki aksaklıklardır. Klinik açıdan bu durum; dişin renginde bozulma, doku direncinde azalma ve ileri seviyede aşınma ile karakterizedir. ⁽²⁸⁾

2.1.2.iii. İatrojenik Nedenlerle Oluşan İç Kaynaklı Renklenmeler

Tetrasiklin Renklenmesi

Tetrasiklin geniş spektrumlu bir antibiyotiktir ve diş gelişimi sırasında kullanıldığı taktirde plasenta bariyerini aşır iç kaynaklı renklenmeye neden olabilir. Tetrasiklin renklenmesi, stabil bir ortofosfat kompleksi olarak hidroksi apatit kristallerinin yüzeyindeki kalsiyum iyonları ile şelatlanan ilacın sistemik uygulamasından kaynaklanır.^(14,29)

Tetrasiklin, hamilelikte, emzirme döneminde ve diş gelişiminin sürdüğü 12 yaşına kadar olan çocuklarda kullanılmamalıdır⁽³⁰⁾. Renklenme riski açısından en kritik dönemler; süt dişleri için rahimdeki 4. aydan doğum sonrası 5. aya kadar, daimî anterior dişler için ise doğumdan yaklaşık 7 yaşına kadar olan süreçtir⁽³⁰⁾. Ortaya çıkan renk değişikliğinin şiddeti; kullanılan ilaca, doza ve kullanım zamanına bağlı olarak değişkenlik gösterir⁽¹⁰⁾. Klinik olarak bu dişler başlangıçta sarımsı veya kahverengi-gri bir görünüme sahipken, ışığa maruz kalma ile renk zamanla kahverengiye döner; bu nedenle ışığa doğrudan maruz kalan ön dişler bu değişime daha duyarlıdır. Ayrıca, mine tabakasının daha ince olduğu servikal bölgelerde alttaki renklenmiş dentinin daha fazla yansması, dişlerin boyun bölgelerinin insizal ve okluzal üçlüye göre daha koyu görünmesine neden olur.⁽¹⁰⁾

Tetrasiklin, oksitetrasiklin, dimetiltetrasiklin, dişleri sarı-kahverengimsi-gri tonlarda boyarken, klortetrasiklin dişleri gri tonda boyamaktadır. Vibramisin ve Doksasiklin gibi renklenme yapmayan tetrasiklin preparatları da bulunmaktadır.⁽³¹⁾ Son zamanlarda yetişkinlerde uzun süreli tetrasiklin tedavisinin ardından diş renginde değişiklik yaşandığına dair raporlar bulunmaktadır.⁽³²⁾ Tetrasiklin antibiyotiklerinin sentetik bir bileşiği olan minosiklin, akne tedavisinde uzun süreli kullanımı sonrasında yetişkin hastada renk bozulmasına neden olmakla da ilişkilendirilmiştir.^(33,34)

Florozis (Benekli Mine)

Endemik bir tablo olan florozis, hem süt hem de daimî dişleri etkileyebilen bir anomalidir. Tablonun ağırlığı; florür maruziyetinin süresine, dozuna, bireyin vücut ağırlığına, metabolik hızına ve kemik gelişim sürecine göre değişkenlik gösterir⁽³⁵⁾ Günlük florür alımı için güvenli seviye 0,05 ila 0,07 mg F/Kg/gündür.⁽³⁶⁾ Gebeliğin 2. trimesteri ile 8 yaş arasındaki süre zarfında günde 1 ppm'den fazla flor alımına bağlı olarak meydana gelir. Su veya florür içeren ağız gargaraları, tabletler, diş macunları sebebiyle ortaya çıkabilir. Klinik tablonun şiddetine bağlı olarak florozis; başlangıç evrelerinde mine üzerinde simetrik beyaz opak şeritler ve

beneklenmelerle kendini gösterirken, ilerlemiş olgularda diş yüzeyinde tebeşirsi bir matlık ve koyu kahverengi kavitasyonlar izlenir.⁽¹¹⁾

Florozisin kesin teşhisi diş yüzeyleri kuruyken ve yeterli bir ışık kaynağı altında yapılır. Hafif düzeydeki florozis vakalarında klinik tablo; dişlerde simetrik dağılım gösteren, sınırları belirsiz, opak ve mine yüzeyini yatay yönde kesen beyaz çizgilenmeler ile kendini gösterir. Bu opak alanların bir araya gelmesiyle daha geniş beyaz lekeler oluşabilmektedir. Hastalığın daha ileri ve şiddetli aşamalarında ise mine dokusunda şeffaflaşma veya çukurcuklar (pitting) gözlenebilir. Florozisli mine, diş sürmesi anında aslında lekesizdir; ancak zaman içerisinde anormal derecede poröz olan mine yapısına demir ve bakır gibi dış kaynaklı (ekzojen) iyonların difüze olmasıyla karakteristik renklenmeler meydana gelir.⁽³⁷⁾

2.1.2.iv. Travma Nedeni ile Oluşan İç Kaynaklı Renklenmeler

Mine Hipoplazisi

Mine hipoplazisi diş minesinin normalden daha ince veya yetersiz geliştiği bir durumdur. Lokalize veya generalize olabilir. Dişlerde renklenme, pürüzlü veya çukurlu yüzeyler, hassasiyet, kolay aşınma en yaygın belirtileridir. En yaygın lokalize nedeni, süt dişlenmede travma veya enfeksiyondur.⁽³⁸⁾ Diş germindeki bu tür lokalize hasar, genellikle yaralanmanın zamanı ile ilişkili olabilen hipoplastik bir mine defekti üretecektir. Maternal D vitamini eksikliği, kızamıkçık enfeksiyonu, gebelik sırasında ilaç alımı ve pediatrik hipokalsemik durumlar diş gelişimini etkileyebilir. Etki doğrudan sistemik rahatsızlığın derecesiyle ilgilidir.⁽³⁹⁾

Pulpal Hemorajiler

Sürmüş bir dişte meydana gelen akut travma veya derin bir çürük intrapulpal kanamaya neden olarak dişin kırmızı bir renk almasına neden olabilir. Kırmızı kan hücrelerinin hemolizi nekrotik pulpa dokusuyla birleşerek siyah demir sülfür oluşturmak üzere hem grubunu serbest bırakır. Pulpa nekrotik hale geldikçe bu renk değişikliği birkaç gün içinde gri-kahverengiye dönüşebilir. Bu durum özellikle anterior dişlerde görülmektedir.⁽⁴⁰⁾ Renk değişikliğine ağrı ve hassasiyet eşlik edebilir. Bazen diş kendi kendine rejenere olur ve beyazlatma tedavisi yapılmaksızın diş doğal rengine döner.⁽⁴¹⁾ Bu renk bozukluğuna sahip dişlerde vitaliteye bakılmalıdır. Renklenme süresinin uzaması genellikle pulpa nekrozunun bir göstergesidir. Travma sonrası gelişen ankiloz sonucunda ise dişlerde beyaz ya da sarı-kahverengi renk değişiklikleri gözlenebilir.⁽⁴²⁾

Diş Sert Dokularının Rezorpsiyonu

Farklı travmatik etkenler, inflamatuvar reaksiyonlar veya patolojik mekanizmalar neticesinde gelişen bu tablo, mine-dentin birleşiminde gözlenen karakteristik pembe renk yansımasıyla ayırt edilir. Söz konusu bu görünüm, dentin dokusundaki ileri dereceli yıkıma (rezorpsiyon) bağlı olarak pulpadaki vasküler dokunun incelmış mine tabakasından dışarıya yansıması sonucunda ortaya çıkmaktadır.⁽⁴³⁾

Dentin Hiperkalsifikasyonu

Fizyolojik yaşlanma, mekanik travmalar veya pulpal enflamasyonlar; dişin beslenmesini geçici olarak bozarak odontoblastik faaliyette düzensizliğe yol açabilir. Bu sürecin sonunda dentin tübülleri içinde kontrolsüz kalsiyum birikimi gözlenir. Klinik tabloda dişler vitalitesini (canlılığını) sürdürse de mineral yoğunluğundaki artış dokunun ışık geçirgenliğini azaltır. Sonuç olarak dişlerde karakteristik bir opaklaşma ve sarı-kahverengi tonlarda renk değişimi meydana gelir⁽⁴⁰⁾ Tedavi planlamasında konservatif bir yaklaşım olarak öncelikle vital beyazlatma prosedürleri tercih edilmelidir. Şayet bu yöntemle arzu edilen estetik sonuç elde edilemezse; endodontik tedavi (kök kanal tedavisi) sonrasında intrakronal (içten) beyazlatma uygulamaları gündeme alınmalıdır. ⁽⁴⁴⁾

2.1.2.v. Yaşlanma

Fizyolojik yaşlanma süreciyle birlikte dişlerde sekonder dentin birikimi kademeli olarak artış gösterirken, dış katmandaki mine tabakası aşınma (atrisyon/abrazyon) yüzünden giderek incelir. Sekonder dentin dokusunun bu doğal ve sürekli depolanma süreci, dişin ışığı geçirme ve yansıtma kapasitesinde değişimlere yol açar. Bu yapısal farklılaşma, dişlerin zamanla doğal parlaklığını kaybetmesine ve klinik olarak daha koyu, sarımsı bir görünüm kazanmasına neden olur.

2.2. Renklenmiş Dişlerin Beyazlatma Tedavileri

Diş beyazlatma uygulamalarının tarihsel süreci, günümüzdeki estetik odaklı yaklaşımlardan farklı olarak, başlangıçta devital dişlerde ortaya çıkan belirgin renk değişimlerinin klinik olarak maskelenmesi ihtiyacından doğmuştur. Özellikle 19. yüzyılın ikinci yarısında, pulpası kaybedilmiş dişlerin restoratif seçeneklerinin sınırlı olması, diş dokularında renk açıcı etki gösterebilecek kimyasal ajanların araştırılmasını kaçınılmaz hâle getirmiştir. ⁽⁴⁴⁾

Bu doğrultuda, devital dişlerin beyazlatılmasına yönelik ilk tanımlı girişim 1864 yılında Truman tarafından rapor edilmiş; asetik asit ve klor içeren Labarraque solüsyonunun renklenmiş dişlerde kullanımı gündeme getirilmiştir. ⁽⁴⁵⁾ Takip eden dönemde oksidatif ajanların diş rengi üzerindeki etkileri daha sistematik biçimde incelenmiş ve 1884 yılında Harlan, hidrojen peroksitin beyazlatma amacıyla kullanılabileceğini bildirmiştir. Bu yaklaşım, Abbot'un 20. yüzyılın başlarında yüksek konsantrasyonlu (%30) hidrojen peroksiti klinik uygulamalara dâhil etmesiyle daha geniş bir kullanım alanı kazanmıştır ⁽⁴⁶⁾.

1920'li yıllarda Prinz, sodyum perborat ile hidrojen peroksitin birlikte kullanımının devital dişlerde daha kontrollü ve öngörülebilir sonuçlar sağladığını ortaya koymuş; bu bulgu intrakoronal beyazlatma tekniklerinin gelişiminde önemli bir aşama olarak kabul edilmiştir ⁽⁴⁷⁾. Daha sonraki yıllarda, beyazlatma ajanlarının etkinliğini artırmaya yönelik arayışlar kapsamında ışık ve ısı destekli aktivasyon kavramı gündeme gelmiş; Pearson'un 1958 yılında yayımladığı çalışmalarda, peroksitlerin ayrışma hızının bu yöntemlerle artırılacağı gösterilmiştir ⁽⁴⁸⁾.

Devital dişlerde uzun yıllar boyunca referans teknik olarak kabul edilen "Walking Bleach" yöntemi, 1961 yılında Spasser tarafından tanımlanmıştır. Bu teknikte, sodyum perborat-su karışımının pulpa odasına yerleştirilmesi esas alınmıştır ⁽⁴⁹⁾. Daha sonraki çalışmalarda Nutting ve Poe, su yerine yüksek konsantrasyonlu hidrojen peroksit kullanımının beyazlatma etkinliğini artırdığını bildirmiş; Stewart ise termokatalitik yaklaşımları devital diş beyazlatma protokollerine adapte ederek süreci hızlandırmayı hedeflemiştir ^(50,51).

Vital dişlerin beyazlatılmasına yönelik ilk sistematik uygulamalardan biri, McInnes tarafından 1966 yılında tanımlanan ve hidrojen peroksit, hidroklorik asit ile eter içeren solüsyonun kullanıldığı yöntemdir. ⁽⁵²⁾ Ancak bu tekniğin pulpal ve periodontal dokular üzerinde oluşturabileceği olumsuz etkiler nedeniyle, zamanla daha güvenli ve kontrollü protokollere yönelinmiştir. Bu bağlamda, 1968 yılında Klusmier'in periodontal tedavi amacıyla önerdiği %10'luk karbamid peroksitin diş rengine açılma sağladığını gözlemlemesi, vital beyazlatma alanında önemli bir dönüm noktası oluşturmuştur. Bu yaklaşım, 1980'li yıllarda Abou-Rass ve Haywood tarafından geliştirilerek "Nightguard Vital Bleaching" konseptinin temelini oluşturmuştur. ^(50,53)

1980'lerin sonlarından itibaren, ticari beyazlatma ürünlerinin piyasaya sunulmasıyla birlikte ev tipi uygulamalar yaygınlaşmış; 1988 yılında tanıtılan ilk beyazlatma kitleri bu süreci

hızlandırmıştır ⁽⁵⁴⁾. Aynı dönemde Croll tarafından tanımlanan mine mikroabrazyon tekniği, yüzeyel renklenmelerin minimal invaziv yöntemlerle giderilebileceğini ortaya koymuştur ⁽⁵⁵⁾. 1990'lı yıllarda ise ofis tipi beyazlatma protokolleri; ışık ve lazer destekli sistemlerin eklenmesiyle çeşitlenmiş, kombine ofis–ev uygulamaları klinik pratiğe entegre edilmiştir ⁽⁵⁶⁾.

2000'li yıllardan itibaren beyazlatma alanındaki çalışmalar, yalnızca estetik etkinlik üzerine değil, aynı zamanda biyolojik güvenlik ve uzun dönem renk stabilitesi üzerine odaklanmıştır. Bu dönemde ozon, plazma ve farklı ışık kaynaklarının beyazlatma potansiyeli değerlendirilmiş; güncel yaklaşımlar, kontrollü peroksit konsantrasyonları ve bireye özgü tedavi protokolleri temelinde şekillenmiştir ^(57–59). Günümüzde diş beyazlatma, vitalite durumuna göre sınıflandırılan ve klinik ile ev tipi uygulamaların birlikte ya da ayrı olarak planlanabildiği, bilimsel temellere dayalı bir estetik tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir ⁽⁶⁰⁾.

2.2.2.Beyazlatmanın Etki Mekanizması

Güncel diş beyazlatma materyalleri ister klinik ortamda ister evde uygulansın, temel olarak hidrojen peroksit (H_2O_2) veya karbamid peroksit bileşenlerine dayanmaktadır. Kimyasal kompozisyon açısından karbamid peroksit, takriben %35 oranında H_2O_2 ve %65 oranında üre ihtiva eder. Bu bağlamda, %10'luk bir karbamid peroksit jeli uygulamada yaklaşık %3,5 oranında aktif H_2O_2 salınımı gerçekleştirir; bu da beyazlatma fenomeninin asıl yürütücü bileşeninin H_2O_2 olduğunu kanıtlar.

Kuvvetli bir oksidasyon ajanı olan hidrojen peroksit, reaktif oksijen molekülleri ve serbest radikallerin açığa çıkmasını tetikler ⁽⁶¹⁾. Oluşan bu aktif yapılar, kromojenik moleküllerin çift bağlarını parçalayarak moleküler yayı değiştirir. Bu süreç sonucunda pigmentler ya diş yüzeyinden uzaklaşır ya da ışık emilim kapasiteleri azaldığı için daha açık bir tonda algılanır ⁽⁶²⁾. Tedavi sonrasında sıkça karşılaşılan renk geri dönüşü (shade rebound) olgusu, muhtemelen bu parçalanmış çift bağların yeniden stabilize olmasından kaynaklanmaktadır. Önemli bir nokta olarak; H_2O_2 dişin mineral yapısında veya kristalizasyonunda kalıcı bir deformasyona yol açmasa da organik matris üzerinde oksidatif bir etki gösterir ⁽³⁰⁾.

Beyazlatma sürecinin başlangıç aşaması, peroksit moleküllerinin diş yüzeyine ve mine katmanlarına penetre olarak ayrışmasıdır. Mine ve dentin dokusunun derinliklerinde özellikle hidroksil radikalleri (OH) gibi serbest radikaller sentezlenir ⁽⁶³⁾. Açığa çıkan bu radikaller, sert dokulardaki organik pigmentlerle reaksiyona girerek yüksek molekül ağırlıklı renkli bileşikler, daha küçük ve renksiz formlara indirger. Pigmentlerin bu şekilde moleküler düzeyde parçalanması, dişin estetik olarak daha beyaz görünmesini sağlar ^(64,65).

Derin dokularda gerçekleşen bu oksidasyon süreci, renkli yapıların daha açık tonlu bileşenlere dönüştürülmesini optimize eder. Dişin en derin katmanlarına kadar nüfuz eden bu etki, pigmentlerin moleküler düzeyde ayrıştırılmasına ve böylece arzu edilen estetik görünümün elde edilmesine olanak tanır ⁽⁶⁶⁾. Beyazlatma performansının başarısı; kullanılan ajanın konsantrasyonu ve uygulama süresiyle doğrudan ilişkilidir. Isı, lazer veya özel ışık kaynakları gibi harici aktivatörler, peroksit moleküllerinin dekompozisyon hızını ivmelendirerek klinik sonucun daha kısa sürede alınmasını destekler ^(67,68).

2.2.3.Beyazlatma Yöntemleri

2.2.3.i. Ofis Tipi Beyazlatma (Office Bleaching)

Plak kullanımını tercih etmeyen veya hızlı sonuç almak isteyen hastalar için ofis tipi beyazlatma en iyi seçenektir. Bu yöntemin en belirgin kazanımı, klinik şartlarda sağlanan hızlı estetik değişim sayesinde hasta motivasyonunun en üst seviyeye çıkarılmasıdır. Klinik uygulamaların bu yüksek başarısı, kullanılan hidrojen peroksit oranlarının ev tipi kitlere kıyasla çok daha yüksek tutulmasına dayanmaktadır ⁽⁶⁹⁾. Konsantrasyonun yüksek olması, beyazlatıcı materyalin diş dokularına penetrasyon hızını artırarak tedavinin başarısını pekiştirir ⁽⁷⁰⁾.

Uygulama aşamasında genellikle %30-38 aralığında hidrojen peroksit içeren jel, likit ya da toz-likit karışımlar doğrudan diş yüzeyine sürülür. Standart bir protokolda, her biri yaklaşık 15-20 dakika süren 2 ila 4 uygulama gerçekleştirilmektedir ⁽⁷¹⁾. İşlemin güvenliği açısından, yüksek konsantrasyonlu ajanın çevre yumuşak dokularla temasını önlemek için lastik örtü izolasyonu veya ışıkla sertleşen gingival bariyer kullanımı gerekir ⁽⁷²⁾. Piyasadaki bazı ürünlerde hidrojen peroksit yerine karbamid peroksit veya hibrit formüller de kullanılabilir; bu tip vakalarda ajanın stabilizasyonu için özel apareylerden destek alınır ⁽⁷³⁾. Beyazlatma jellerinin mine dokusuna daha efektif sızması amacıyla ısı, ışık veya lazer gibi harici enerji kaynakları aktivatör olarak kullanılabilir ⁽⁷⁴⁾.

Klinik değerlendirmede istenen beyazlık seviyesine varıldığında tedavi tamamlanır; ancak vakaya bağlı olarak optimal sonuçlar için devam seansı planlanabilir ⁽⁷⁵⁾. Hızlı sonuç alma avantajının yanında; tedavinin maliyetli oluşu, koltuk süresinin uzunluğu, operasyon sonrası gelişebilecek geçici diş hassasiyeti ve bazen ev tipi sistemlerle pekiştirme zorunluluğu gibi kısıtlılıkları da mevcuttur ⁽⁷⁶⁾. Ayrıca, elde edilen beyazlığın devamlılığı hastanın beslenmesi ve alışkanlıklarıyla yakından ilişkili olduğu için sonuçların kalıcılığını önceden net bir şekilde öngörmek mümkün değildir ⁽⁷⁷⁾.

2.2.3.ii. Ev Tipi Beyazlatma (Home Bleaching / Nightguard Vital Bleaching)

Diş hekimi gözetiminde yürütülen ve hastanın ev ortamında uyguladığı bu yöntem, kişiye özel hazırlanan apareyler aracılığıyla gerçekleştirilir. Süreç, hekim tarafından alınan hassas ölçülere uygun olarak üretilen şeffaf plakların içine beyazlatma jellerinin tatbik edilmesi esasına dayanır. Ev tipi sistemlerde kullanılan aktif materyaller genellikle karbamid peroksit (CP) veya hidrojen peroksit (HP) türevleridir ⁽⁷⁸⁾. Güvenlik sınırlarını korumak ve olası yan etkileri minimize etmek amacıyla bu jellerin konsantrasyonları, klinik uygulamalara kıyasla daha düşük seviyelerde tutulmaktadır.

Karbamid peroksit bazlı jeller; %10-22 yoğunluklarda tercih edilebilir. Bu ajan, ağız içerisinde yavaş bir dekompozisyon süreciyle hidrojen peroksit ve üreye dönüşür. Örnek olarak, %10-15'lik bir karbamid peroksit solüsyonu, yaklaşık %3-5 hidrojen peroksit ile %7-10 oranında üre açığa çıkarır. Kimyasal reaksiyonun devamında hidrojen peroksit su ve oksijene; üre ise karbondioksit ve amonyağa ayrışır ⁽⁷⁹⁾. Konsantrasyon artışı beyazlama hızını ivmelendirse de dental hassasiyet riskini de beraberinde getirebilir. Bu sistemler, vakanın durumuna göre gece boyunca (6-8 saat) veya gün içerisinde belirlenen periyotlarda (2-4 saat) uygulanır.

Doğrudan hidrojen peroksit içeren ev tipi jeller ise %3 ile %10 arasında değişen oranlarda sunulmaktadır. HP, diş yapısındaki organik pigmentleri oksidasyon yoluyla hedefleyerek renk açılması sağlar. Karbamid peroksit ile kıyasla çok daha hızlı reaksiyona giren bu ajanlar için 15 ila 60 dakikalık kısa uygulama süreleri yeterli olmaktadır.

Ev tipi beyazlatma protokolleri; uygulama kolaylığı, ekonomik oluşu ve hekim-hasta güvenliği açısından pek çok avantaja sahiptir ⁽⁵³⁾. Buna karşın, klinik etkinliğin gözlemlenebilmesi için gereken 2-3 haftalık süre bazı hastalarca uzun bulunabilmektedir. Ayrıca, plakların ağızda tutulma zorunluluğu ve uygulama zahmeti, hastaların tedaviye olan adaptasyonunu ve uyumunu zorlaştırabilen unsurlar arasında yer almaktadır ⁽⁸⁰⁾.

2.2.3.iii. Tezgâh Üstü (Over-the-Counter- OTC) Beyazlatma Yöntemleri

İlk olarak 2000'li yılların başlarında ABD pazarında yaygınlık kazanan bu ürünler, hastaların uzman kontrolü olmaksızın bireysel olarak uyguladıkları yöntemler olup klinik ortamda yürütülen profesyonel prosedürlere kıyasla daha ekonomik bir alternatif sunmaktadır ⁽²⁾. Diş hekimi denetimi dışında; eczaneler, marketler veya dijital platformlar üzerinden temin edilebilen bu yelpazede; beyazlatma kalemleri, şeritler, gargaralar, diş ipleri, sakızlar, özel macunlar ve ışık destekli ev kitleri bulunmaktadır ^(81,82).

Genellikle düşük konsantrasyonlu hidrojen peroksit (%3-6) içerirler sodyum bikarbonat ve silika gibi abrazyon yapıcılar, bromelain ve papain gibi enzimatik bileşenler veya anlık bir

beyazlık illüzyonu oluşturan mavi kovarin gibi optik ajanlar da yer alabilmektedir ^(3,83,84). Bu yöntemler profesyonel tedavilere oranla daha kısıtlı bir başarı sergiler. Genelde iki haftalık bir süreçte, günde iki defa kullanılması tavsiye edilen bu ürünlerin, gelişimsel kökenli (intrinsik) renklenmeler üzerinde bir etkinliği bulunmamaktadır ⁽⁸⁵⁾.

Profesyonel yaklaşımlarda, tedavi öncesi yapılan hekim muayenesi olası risklerin belirlenmesi ve sürecin güvenliği için vazgeçilmezdir. Dahası, kontrolsüz kullanım neticesinde hastalar rutin diş hekimi ziyaretlerini ihmal edebilmekte; bu durum diş çürüğü veya periodontal lezyonlar gibi erken teşhis edilmesi gereken patolojilerin gözden kaçmasına neden olabilmektedir.

Beyazlatıcı Diş Macunları

Beyazlatıcı macunlar klinik beyazlatma protokolleri kadar dramatik bir renk değişimi vaat etmese de rutin kullanımla diş tonunda istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler sağlayabilmektedir. İçeriğinde temel olarak; hidrate silika, kalsiyum karbonat ve sodyum bikarbonat gibi aşındırıcılar; hidrojen/karbamid peroksit ve pirofosfatlar gibi kimyasal maddeler; papain ve bromelain bazlı enzimler ile anlık parlaklık sağlayan mavi kovarin gibi optik ajanlar yer almaktadır ⁽⁸⁶⁾.

Günümüzde beyazlatma iddiasıyla sunulan ürünler, tezgâh üstü (OTC) dental materyal pazarının %50'sinden fazlasını domine etmektedir. Bu ürünlerin leke çıkarma kapasitesi, büyük oranda formüllerindeki yüksek miktardaki abraziv (aşındırıcı) partiküllerin dış kaynaklı renklenmeleri mekanik olarak uzaklaştırmasına dayanmaktadır ⁽⁸⁷⁾. Beyazlatıcı macunların etkinliğini irdeleyen pek çok bilimsel çalışmada; bu ürünlerin standart macunlara kıyasla ekstrasik lekeleri gidermede ve yeni leke oluşumunu önlemede daha üstün performans sergilediği bildirilmiştir ^(88,89).

Beyazlatıcı Diş Fırçaları ve Diş İpi

Diş eti sınırı ve arayüzlerdeki renklenmeleri hedefleyen beyazlatıcı diş ipleri, yapılarındaki silika sayesinde mekanik bir aşındırma sağlayarak leke eliminasyonuna yardımcı olur. Beyazlatma tedavilerinin kalıcılığını artırmak ve yeni dış kaynaklı renklenmeleri önlemek amacıyla kullanılan fırçalama yöntemleri üzerine yapılan bir klinik çalışmada; %15 karbamid peroksit uygulaması sonrasında elektrikli diş fırçası kullanımının, 6 aylık süreçte beyazlık etkisini koruma açısından manuel fırçalara göre daha üstün performans sergilediği saptanmıştır. ⁽⁸⁶⁾

Beyazlatıcı Gargaralar

Diş fırçalama işleminin ardından ağızda çalkalanarak uygulanan beyazlatıcı gargaralar, formüllerinde genellikle %1-2 oranında düşük dozda hidrojen peroksit barındırır. Ayrıca, diş yüzeyinde yeni lekelerin tutunmasını engellemek amacıyla sodyum heksametafosfat bileşeni ile desteklenirler ⁽⁹⁰⁾. Beyazlatma performansları oldukça hafif seyrettiği için belirgin bir değişim için uzun vadeli kullanım şarttır. Üretici tavsiyeleri doğrultusunda, günde iki defa ve 60 saniyelik sürelerle uygulanmaları önerilmektedir. Düzenli kullanım neticesinde diş renginde yaklaşık 1-2 tonluk bir açılma sağlanabilirken, bu etkinin kalıcılığı 3 aya kadar devam edebilmektedir ^(77,81).

Beyazlatıcı Sakızlar

Ekstrinsik lekelenmelerin oluşumunu engellemek için formüle edilen ve içeriğinde %4-7,5 aralığında sodyum heksametafosfat barındıran sakızlar, güncel diş hekimliğinde özellikle ev tipi beyazlatma prosedürlerini destekleyen bir OTC materyali olarak kabul görmüştür. Gün boyu süren çiğneme eylemi aracılığıyla dişlerin dış yüzeyinde biriken pigmentlerin temizlenmesine yardımcı olan bu ürünlerin tek başına klinik başarısı ise kısıtlıdır. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde; heksametafosfat içeren sakız kullanımının, kontrol gruplarına kıyasla yeni leke formasyonunu istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde baskıladığı rapor edilmiştir ⁽⁹¹⁾

Beyazlatma Kalemleri

Doğrudan diş yüzeyine tatbik edilen jel formundaki beyazlatma kalemleri, pratik bir kullanım sunar. Uygulama süreci sadece birkaç dakika sürer ve jelin diş üzerinde kendiliğinden kuruması beklenir. Bu ürünlerin formülasyonunda genelde %5 ile %10 arasında değişen konsantrasyonlarda hidrojen peroksit tercih edilmektedir.

Beyazlatma Plakları

Son zamanlarda eczanelerde veya internette, kişinin kendisine göre ayarlayabildiği universal bir plaktan oluşan yeni ürünler ortaya çıkmıştır. Bu plağa LED ünitesi tarafından etkinleştirilen bir jel konulur. Üretici beyazlatma etkinliğinin ev tipi beyazlatma ile benzer olduğunu iddia etse de aktif içeriğin ne olduğunu netleştirmemişlerdir. ⁽⁹²⁾ Ayrıca adaptasyon problemi olan bir plak, yumuşak dokularda hasara ve okluzal problemlere neden olabilir.

Beyazlatma Şeritleri

Özellikle anterior bölgedeki dişlerde kişiye özel plak kullanım gereksinimini ortadan kaldırmak için tasarlanan beyazlatma şeritleri, pratik bir uygulama sunar. Genellikle günde bir veya iki defa, 30 dakikalık periyotlarla uygulanan bu şeritlerin kullanım süresi 7 ile 14 gün arasında değişmektedir. İçeriğinde yaklaşık %5-14 oranında hidrojen peroksit barındıran bu ürünler ⁽⁹³⁾, ekonomik olmalarıyla öne çıksalar da profesyonel ofis tipi tedaviler kadar dramatik bir renk değişimi sağlamazlar. Bununla birlikte, uygulamanın başlamasından birkaç gün sonra etkileri gözlemlenebilir ve diş renginde bir iki ton açılma elde edilebilir.

KAYNAKÇA

- Oktaý, E. K. (2006). *Farklı vital beyazlatma sistemlerinin diř rengi üzerine etkilerinin klinik olarak karşılaştırılması* [Doktora Tezi]. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Türkün, L. Ş., & Türkün, M. (2004). Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(5), 290–301.
- Vaz, V. T. P., Jubilato, D. P., Oliveira, M. R. M., et al. (2019). Whitening toothpaste containing activated charcoal, blue covarine, hydrogen peroxide or microbeads: Which one is the most effective? *Journal of Applied Oral Science*, 27, Article e20180051.
- Demarco, F. F., Meireles, S. S., & Masotti, A. S. (2009). Over-the-counter whitening agents: A concise review. *Brazilian Oral Research*, 23(Suppl 1), 64–70.
- Yalcin, F., & Gürkan, S. (2005). Effect of two different bleaching regimens on the gloss of tooth colored restorative materials. *Dental Materials*, 21(5), 464–468.
- Yıldırım, D. M. (2012). Estetik restoratif materyallerin cila işlemlerinden sonra yüzey yapısının SEM ile incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(3), 277–286.
- Manuel, S. T., Abhishek, P., & Kundabala, M. (2010). Etiology of tooth discoloration – a review. *Nigerian Dental Journal*, 18(2), 56–63.
- Alali, J., Alanazi, H., Alyousef, H. K., et al. (2020). Teeth discoloration removal and management: A review. *International Journal of Medicine in Developing Countries*, 4(7), 1070–1074.
- Alazmah, A. (2021). Primary teeth stains and discoloration: A review. *Journal of Child Science*, 11(01), e20–e27.
- Dayan, D., Heifferman, A., Gorski, M., & Begleiter, A. (1983). Tooth discoloration – extrinsic and intrinsic factors. *Quintessence International*, 14(2), 195–199.
- Burke, S., & Efes, B. G. (2022). Diş renklenmeleri ve güncel tedavileri. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, (43), 55–68.
- Addy, M., & Moran, J. (1995). Mechanisms of stain formation on teeth, in particular associated with metal ions and antiseptics. *Advances in Dental Research*, 9(4), 450–456.
- Mirbod, S. M., & Ahing, S. I. (2000). Tobacco-associated lesions of the oral cavity: Part I. Nonmalignant lesions. *Journal of the Canadian Dental Association*, 66(5), 252–256.

- Murchison, D. F., Charlton, D. G., & Moore, B. K. (1992). Carbamide peroxide bleaching: Effects on enamel surface hardness and bonding. *Operative Dentistry*, 17(5), 181–185.
- Newbrun, E. (1992). Current regulations and recommendations concerning water fluoridation, fluoride supplements, and topical fluoride agents. *Journal of Dental Research*, 71(5), 1255–1265.
- Child, G. P., & Hall, W. K. (1948). Alcaptonuria. *Genetics*, 33(1), 101.
- Watanabe, K., Shibata, T., Kurosawa, T., et al. (1999). Bilirubin pigmentation of human teeth caused by hyperbilirubinemia. *Journal of Oral Pathology & Medicine*, 28(3), 128–130.
- Fayle, S. A., & Pollard, M. A. (1994). Congenital erythropoietic porphyria – oral manifestations and dental treatment in childhood: A case report. *Quintessence International*, 25(8), 551–554.
- Çalışkan, M. K. (2006). *Endodontide tanı ve tedaviler*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Sundell, S., & Koch, G. (1985). Hereditary amelogenesis imperfecta. I. Epidemiology and clinical classification in a Swedish child population. *Swedish Dental Journal*, 9(4), 157–169.
- Wright, J. T., Robinson, C., & Shore, R. (1991). Characterization of the enamel ultrastructure and mineral content in hypoplastic amelogenesis imperfecta. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 72(5), 594–601.
- Winter, G. B. (1997). Anomalies of tooth formation and eruption. In *Paediatric Dentistry*. Oxford University Press.
- Hu, J. C. C., Chun, Y. H. P., Al Hazzazzi, T., & Simmer, J. P. (2007). Enamel formation and amelogenesis imperfecta. *Cells Tissues Organs*, 186(1), 78–85.
- Koenig, M. M., & Taylor, D. T. (1973). Hereditary opalescent dentin. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 40(6), 461–466.
- Shields, E. D. (1983). A new classification of heritable human enamel defects and a discussion of dentin defects. *Birth Defects Original Article Series*, 19(1), 107–127.
- Witkop, C. J. (1988). Amelogenesis imperfecta, dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia revisited: Problems in classification. *Journal of Oral Pathology*, 17(9-10), 547–553.
- Barron, M. J., McDonnell, S. T., MacKie, I., & Dixon, M. J. (2008). Hereditary dentine disorders: Dentinogenesis imperfecta and dentine dysplasia. *Orphanet Journal of Rare Diseases*, 3(1), Article 31.
- Sclare, R. (1948). Hereditary opalescent dentine. *British Dental Journal*, 84(8), 164–166.
- Türker, S. B., & Biskin, T. (2002). The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7), 657–661.

- Watts, A. M., & Addy, M. (2001). Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *British Dental Journal*, 190(6), 309–316.
- Sapir, S., & Shapira, J. (2007). Clinical solutions for developmental defects of enamel and dentin in children. *Pediatric Dentistry*, 29(4), 330–336.
- Chiappinelli, J. A., & Walton, R. E. (1992). Tooth discoloration resulting from long-term tetracycline therapy: A case report. *Quintessence International*, 23(8), 539–544.
- Parkins, F. M., Furnish, G., & Bernstein, M. (1992). Minocycline use discolors teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 123(10), 87–89.
- Patel, K., Cheshire, D., & Vance, A. (1998). Oral and systemic effects of prolonged minocycline therapy. *British Dental Journal*, 185(11), 560–562.
- Den Besten, P. K. (1994). Dental fluorosis: Its use as a biomarker. *Advances in Dental Research*, 8(1), 105–110.
- Burt, B. A. (1992). The changing patterns of systemic fluoride intake. *Journal of Dental Research*, 71(5), 1228–1237.
- Alvarez, J. A., Celiberti, P., & Ciamponi, A. L. (2009). Dental fluorosis: Exposure, prevention and management. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 14(2), E103–E107.
- Nikiforuk, G., & Fraser, D. (1981). The etiology of enamel hypoplasia: A unifying concept. *The Journal of Pediatrics*, 98(6), 888–893.
- Fearne, J. M., Bryan, E. M., Elliman, A. M., et al. (1990). Enamel defects in the primary dentition of children born weighing less than 2000 g. *British Dental Journal*, 168(11), 433–437.
- Miller, E. K., Lee, J. Y., Tawil, P. Z., et al. (2012). Emerging therapies for the management of traumatized immature permanent incisors. *Pediatric Dentistry*, 34(1), 66–69.
- Andreasen, F. M. (1986). Transient apical breakdown and its relation to color and sensibility changes after luxation injuries to teeth. *Endodontics & Dental Traumatology*, 2(1), 9–19.
- Kielbassa, A. M., Wrbas, K. T., Gurkmann, S., & Schulte-Mönting, J. (2000). An in situ study on the comparison of fluoride uptake and bond strength of composite resin on fluoridated enamel. *The Journal of Clinical Dentistry*, 11(1), 4–9.
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., et al. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 120(11), 972–986.
- Kwon, S. R. (2013). The evolution of tooth whitening. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(4), i–ii.

- Truman, J. (1864). Bleaching of non-vital discoloured anterior teeth. *Dental Times*, 1(1), 69–72.
- Abbot, C. H. (1918). Bleaching discolored teeth by means of 30% perhydrol and the electric light rays. *Journal of the Allied Dental Societies*, 13, 259.
- Prinz, H. (1924). *Recent improvements in tooth bleaching: A clinical syllabus*. SS White Dental Manufacturing Company.
- Pearson, H. H. (1958). Bleaching of the discolored pulpless tooth. *The Journal of the American Dental Association*, 56(1), 64–68.
- Spasser, H. F. (1961). A simple bleaching technique using sodium perborate. *New York State Dental Journal*, 27, 332–334.
- Nutting, E. B., & Poe, G. S. (1963). A new combination for bleaching teeth. *Journal of the Southern California State Dental Association*, 31, 289–291.
- Stewart, G. G. (1965). Bleaching discolored pulpless teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 70(2), 325–328.
- Baumgartner, J. C., Reid, D. E., & Pickett, A. B. (1983). Human pulpal reaction to the Modified McInnes Bleaching Technique. *Journal of Endodontics*, 9(12), 527–529.
- Haywood, V. B. (1991). Nightguard vital bleaching, a history and product update: Part 1. *Esthetic Dentistry Update*, 2, 63–66.
- Sulieman, M., Addy, M., Macdonald, E., & Rees, J. S. (2005). The bleaching depth of a 35% hydrogen peroxide based in-office product: A study in vitro. *Journal of Dentistry*, 33(1), 33–40.
- Croll, T. P. (1989). Enamel microabrasion: The technique. *Quintessence International*, 20(6), 395–400.
- Garber, D. A., Goldstein, R. E., Goldstein, G. E., & Schwartz, C. G. (1991). Dentist monitored bleaching: A combined approach. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 3(2), 22–26.
- Sulieman, M. A. (2008). An overview of tooth-bleaching techniques: Chemistry, safety and efficacy. *Periodontology 2000*, 48(1), 148–169.
- Tessier, J., Rodriguez, P. N., Lifshitz, F., et al. (2010). The use of ozone to lighten teeth: An experimental study. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 23(2), 84–89.
- Grundlingh, A. A., Grossman, E. S., & Witcomb, M. J. (2012). Tooth colour change with Ozicure Oxygen Activator: A comparative in vitro tooth bleaching study. *South African Dental Journal*, 67(7), 332–337.

- Atalayın, Ç., Pamir, T., & Tezel, H. (2013). Beyazlatma ajanlarının diş yapısında oluşturduğu değişiklikler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 13–20.
- Dahl, J. E., & Pallesen, U. (2003). Tooth bleaching – a critical review of the biological aspects. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(4), 292–304.
- Zantner, C., Beheim-Schwarzbach, N., Neumann, K., & Kielbassa, A. M. (2007). Surface microhardness of enamel after different home bleaching procedures. *Dental Materials*, 23(2), 243–250.
- Fasanaro, T. S. (1992). Bleaching teeth: History, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 4(3), 71–78.
- Karadaş, M., & Seven, N. (2014). Vital dişlerde beyazlatma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 126–135.
- Goldstein, R. E., & Garber, D. A. (1995). *Complete dental bleaching*. Quintessence Publishing Co.
- Greenwall, L. (2001). *Bleaching techniques in restorative dentistry: An illustrated guide*. Martin Dunitz.
- Goldstein, R. E. (1997). In-office bleaching: Where we came from, where we are today. *The Journal of the American Dental Association*, 128, 11S–15S.
- Jones, A. H., Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Cobb, D. S. (1999). Colorimetric assessment of laser and home bleaching techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 11(2), 87–94.
- Tezel, H., Ertaş, Ö. S., Özata, F., et al. (2007). Effect of bleaching agents on calcium loss from the enamel surface. *Quintessence International*, 38(4), 339–347.
- Haywood, V. B. (2006). Number of in-office light-activated bleaching treatments needed to achieve patient satisfaction. *Quintessence International*, 37(2), 115–120.
- Kwon, S. R., & Wertz, P. W. (2015). Review of the mechanism of tooth whitening. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 240–257.
- Ontiveros, J. C., & Paravina, R. D. (2009). Color change of vital teeth exposed to bleaching performed with and without supplementary light. *Journal of Dentistry*, 37(11), 840–847.
- Freedman, G. A., McLaughlin, G., & Greenwall, L. (2001). Power bleaching and in-office techniques. In *Bleaching Techniques in Restorative Dentistry*. Martin Dunitz Ltd.
- Claiborne, D., McCombs, G., Lemaster, M., et al. (2014). Low-temperature atmospheric pressure plasma enhanced tooth whitening: The next-generation technology. *International Journal of Dental Hygiene*, 12(2), 108–114.

- Haywood, V. B. (2006). Number of in-office light-activated bleaching treatments needed to achieve patient satisfaction. *Quintessence International*, 37, 115–120.
- Parreiras, S. O., Vianna, P., Kossatz, S., et al. (2014). Effects of light activated in-office bleaching on permeability, microhardness, and mineral content of enamel. *Operative Dentistry*, 39(5), E225–E230.
- Carey, C. M. (2014). Tooth whitening: What we now know. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 14, 70–76.
- Haywood, V. B., & Heymann, H. O. (1989). Nightguard vital bleaching. *Quintessence International*, 20(3), 173–176.
- Haywood, V. B., & Heymann, H. O. (1991). Nightguard vital bleaching: How safe is it? *Quintessence International*, 22(7), 515–523.
- Gallagher, A., Maggio, B., Bowman, J., et al. (2002). Clinical study to compare two in-office (chairside) whitening systems. *The Journal of Clinical Dentistry*, 13(6), 219–224.
- Ntovas, P., Masouras, K., & Lagouvardos, P. (2021). Efficacy of non-hydrogen peroxide mouthrinses on tooth whitening: An in vitro study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(7), 1059–1065.
- Koc Vural, U., et al. (2021). Effects of charcoal-based whitening toothpastes on color stability and surface roughness of human enamel. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
- Epple, M., Meyer, F., & Enax, J. (2019). A critical review of modern concepts for teeth whitening. *Dentistry Journal*, 7(3), 79.
- Meireles, S. S., de Sousa, J. P., Lins, R. B. E., & Sampaio, F. C. (2021). Efficacy of whitening toothpaste containing blue covarine: A double-blind controlled randomized clinical trial. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(2), 341–350.
- Joiner, A. (2006). The bleaching of teeth: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 34(7), 412–419.
- Walsh, T. F., Rawlinson, A., Wildgoose, D., et al. (2005). Clinical evaluation of the stain removing ability of a whitening dentifrice and stain controlling system. *Journal of Dentistry*, 33(5), 413–418.
- Lima, D. A. N. L., Aguiar, F. H. B., Liporoni, P. C. S., et al. (2008). In vitro assessment of the effectiveness of whitening dentifrices for the removal of extrinsic tooth stains. *Brazilian Oral Research*, 22, 106–111.
- Kayalıdere, E. E., & Dörter, C. (2020). Ofis tipi diş beyazlatma. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 6(1), 15–21.

- Gungor, A. S., Örcün, M. E., & Dönmez, N. (2023). Farklı beyazlatıcı diş macunlarının minenin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Near East University Dental Journal*, 5(1), 25–34.
- Ozduman, Z. C., & Celik, C. (2017). Tooth discolorations and bleaching treatments. *Yeditepe Dental Journal*, 13(1), 37–44.
- Porciani, P. F., Grandini, S., Perra, C., & Grandini, R. (2006). Whitening effect by stain inhibition from a chewing gum with sodium hexametaphosphate in a controlled twelve-week single-blind trial. *The Journal of Clinical Dentistry*, 17(1), 14.
- Marson, F. C., Sensi, L. G., Vieira, L. C. C., & Araújo, E. (2008). Clinical evaluation of in-office dental bleaching treatments with and without the use of light-activation sources. *Operative Dentistry*, 33(1), 15–22.
- Donly, K. J., Segura, A., Henson, T., et al. (2007). Randomized controlled trial of professional at-home tooth whitening in teenagers. *General Dentistry*, 55(7), 669–674.

BÖLÜM 2

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÖN ISITILMIŞ REZİN KOMPOZİTLER: DİREKT VE İNDİREKT KULLANIMLARINA GÜNCEL BİR BAKIŞ

*Gülben ÇOLAK*¹

¹ Dr.Öğretim Üyesi Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Or-
cid:0000-0003-0786-9606

1. Giriş

Rezin kompozitler, estetik özellikleri ve giderek gelişen mekanik performansları sayesinde restoratif diş hekimliğinde hem direkt hem de indirekt uygulamalarda yaygın olarak kullanılan materyaller arasında yer almaktadır ¹. Bununla birlikte, özellikle yüksek doldurucu içeriğine sahip konvansiyonel kompozitlerde artmış viskozite, el aletine yapışma eğilimi, kavite duvarlarına yetersiz adaptasyon ve manipülasyon güçlüğü gibi bazı klinik sınırlılıklar devam etmektedir ². Bu durum, yalnızca materyalin bileşimini değil, klinik uygulama sırasında gösterdiği fiziksel davranışı modifiye etmeye yönelik yaklaşımları da gündeme getirmiştir. Bu yaklaşımlar arasında en çok dikkat çekenlerden biri, resin kompozitlerin belirli sıcaklık aralıklarında ön ısıtılarak kullanılmasıdır ^{1,2}.

Konvansiyonel resin kompozitlerin ön ısıtılması, materyalin viskozitesini azaltarak akışkanlığını artırmakta ve buna bağlı olarak klinik manipülasyonu kolaylaştırmaktadır. Ayrıca sıcaklık artışının monomer dönüşüm derecesini etkileyebildiği ve polimerizasyon davranışı üzerinde olumlu katkılar sağlayabildiği bildirilmektedir ³. Ön ısıtma ile elde edilen bu akışkanlık artışı, kompozitin yalnızca direkt restoratif materyal olarak değil, belirli klinik koşullarda indirekt restorasyonların yapıştırılmasında da alternatif bir seçenek olmasını mümkün kılmaktadır ⁴. Bunun yanı sıra, daha düşük viskozitenin hava kabarcığı oluşumunu azaltabildiği, materyalin daha kolay şekillendirilebilmesine katkı sağladığı ve kavite duvarları ya da restoratif ara yüzeylerle daha iyi adaptasyon oluşturabildiği bildirilmektedir ^{3,4}.

Ön ısıtma yaklaşımı, özellikle yüksek viskoziteli kompozitlerin klinik kullanımına ilişkin bazı kısıtlılıkları azaltma potansiyeli nedeniyle son yıllarda giderek daha fazla ilgi görmektedir ¹. Ancak bu yaklaşımın etkileri tüm resin kompozitlerde aynı şekilde ortaya çıkmamaktadır. Organik matriksin yapısı, doldurucu oranı ve partikül özellikleri ile birlikte, kullanılan ısıtma cihazı, hedef sıcaklık düzeyi ve ısıtma süresi gibi birçok değişken elde edilen sonucu doğrudan etkileyebilmektedir. Bu nedenle ön ısıtma, yalnızca materyalin akışkanlığını artıran basit bir işlem olarak değerlendirilmemeli; aynı zamanda polimerizasyon kinetiğini, mekanik özellikleri ve klinik performansı etkileyebilen çok yönlü bir uygulama olarak ele alınmalıdır. Özellikle marjinal adaptasyon, dönüşüm derecesi, mikrosertlik, film kalınlığı ve bağlanma etkinliği üzerindeki olası etkileri, bu yaklaşımın hem direkt hem de indirekt restorasyonlar açısından ayrı ayrı değerlendirilmesini gerekli kılmaktadır ⁵.

Bu bölümün amacı, ön ısıtılmış resin kompozitlerin fizikokimyasal temellerini, mekanik davranışlarını ve direkt ile indirekt restorasyonlardaki klinik kullanım potansiyelini güncel literatür ışığında değerlendirmektir.

2. Ön Isıtmanın Reolojik Özellikler Üzerine Etkisi

2.1. Sıcaklık–viskozite ilişkisi

Ön ısıtmanın rezin kompozitler üzerindeki en belirgin etkilerinden biri, materyalin reolojik davranışını geçici olarak değiştirmesidir ⁶. Sıcaklık arttıkça rezin matriksteki monomerlerin hareketliliği artmakta, moleküller arası iç sürtünme azalmakta ve buna bağlı olarak materyalin viskozitesi düşmektedir. Bu değişim, özellikle yüksek doldurucu oranına sahip ve başlangıçta daha rijit davranış gösteren kompozitlerde daha belirgin hale gelmektedir. Böylece, materyalin klinik uygulama sırasında daha kolay taşınması, yerleştirilmesi ve yüzeye yayılması mümkün olmaktadır. Literatürde, ön ısıtmanın temel etkilerinden birinin viskoziteyi azaltmak olduğu ve bunun materyalin manipülasyon özelliklerini olumlu yönde etkileyebildiği bildirilmektedir ^{5,6}.

Bununla birlikte, ön ısıtmaya bağlı reolojik değişim tüm rezin kompozitlerde aynı düzeyde ortaya çıkmamaktadır ⁷. Bu farklılık yalnızca sıcaklık artışıyla değil, aynı zamanda materyalin bileşimiyle de ilişkilidir. Resin kompozitlerin viskozitesi, organik matriksin kimyasal yapısı, kullanılan monomerlerin oranı, doldurucu hacim fraksiyonu, partikül boyutu ve doldurucu-matriks arayüzü gibi birçok faktör tarafından belirlenmektedir. Yapılan çalışmalarda, aynı sıcaklıkta dahi farklı rezin kompozitler arasında belirgin viskozite farklılıkları bulunduğu ve bu durumun özellikle doldurucu hacim oranı ile partikül boyutuna bağlı olduğu gösterilmiştir ⁸.

Monomer kompozisyonu da bu açıdan belirleyici bir rol oynamaktadır. Bis-GMA oranı yüksek olan rezin kompozitlerde, moleküler hareketliliğin daha sınırlı olması nedeniyle viskozite daha yüksek seyretmektedir. Buna karşılık, Bis-EMA ve TEGDMA gibi daha düşük viskoziteli monomerlerin varlığı, rezin matriksin daha akışkan özellik göstermesi ile ilişkili olabilmektedir ⁹. Bu nedenle, sıcaklık artışı genel olarak tüm materyallerde viskoziteyi azaltma eğiliminde olsa da, bu azalmanın derecesi her kompozitte aynı olmamaktadır ⁶.

2.2. Isı transferi ve çalışma süresi

Resin kompozitlerde sıcaklık artışına bağlı olarak gelişen bu reolojik değişimin klinik olarak anlamlı hale gelebilmesi, materyalin kontrollü biçimde belirli sıcaklık düzeylerine ulaştırılmasına bağlıdır. Bu amaçla literatürde Calset, Ena Heat, HotSet gibi farklı bench-top ısıtıcı sistemlerin kullanıldığı bildirilmektedir. Kullanılan cihaza, materyalin tipine ve uygulama protokolüne bağlı olarak kompozitler genellikle 45 °C, 55 °C ve 68 °C gibi farklı sıcaklıklara kadar ısıtılmaktadır ¹⁰⁻¹². Bununla birlikte, çalışmalar incelendiğinde sıcaklık seçimi ve uygulama süresi açısından tam bir standardizasyonun henüz sağlanamadığı

görülmektedir. Materyal ve cihaz özelliklerine bağlı olarak ön ısıtma sıcaklıklarının yaklaşık 30–69 °C, ısıtma sürelerinin ise 20 saniye ile 1 saat arasında değişebildiği bildirilmektedir ⁵.

Ancak ön ısıtılmış rezin kompozitlerde elde edilen viskozite azalması, klinik uygulama süresince sabit kalan bir özellik değildir. Materyal ısı kaynağından uzaklaştırıldığı anda çevreyle ısı alışverişi başlamakta ve kompozitin sıcaklığı kısa sürede düşmektedir. Buna bağlı olarak başlangıçta sağlanan akışkanlık avantajı giderek azalmaktadır. Dolayısıyla ön ısıtma ile elde edilen kullanım kolaylığı ve adaptasyon potansiyeli, zamana bağlı olarak değişen geçici bir avantaj olarak değerlendirilmelidir ¹³.

Bu bağlamda amaç, yalnızca hedef sıcaklığa ulaşmak değil, aynı zamanda bu sıcaklığın klinik uygulama sırasında korunabilmesidir. Farklı rezin kompozitler aynı hızda ısı kaybetmemekte ve sıcaklık artışına aynı düzeyde reolojik yanıt vermemektedir. Bu durum, ön ısıtmanın klinik etkinliğinin yalnızca belirli bir sıcaklık değerine ulaşılmasıyla açıklanamayacağını; materyalin termal davranışı, uygulamanın hızı ve klinisyenin çalışma protokolü ile birlikte değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir ¹¹.

3. Ön Isıtmanın Fiziksel ve Mekanik Özellikler Üzerindeki Etkisi

Rezin kompozitlerde polimerizasyon dönüşüm derecesi, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen temel faktörlerden biridir. Düşük dönüşüm derecesi, artmış çözünürlük, daha fazla su absorpsiyonu ve mekanik özelliklerin zayıflaması ile ilişkilendirilirken, daha yüksek dönüşüm derecesi genellikle daha iyi fiziksel ve mekanik performansın göstergesi olarak kabul edilmektedir ¹⁴. Sıcaklık artışı ise monomerlerin ve serbest radikallerin hareketliliğini artırarak polimerizasyon reaksiyonunu desteklemekte, böylece daha fazla çift bağın reaksiyona katılmasına ve dönüşüm derecesinin yükselmesine katkı sağlayabilmektedir ¹⁵.

Bununla birlikte, rezin kompozitlerin mekanik davranışı yalnızca dönüşüm derecesiyle açıklanamaz. Materyalin doldurucu oranı, partikül boyutu, rezin matriksin bileşimi ve oluşan polimer ağının yapısı da bu süreçte belirleyici rol oynamaktadır. Bu nedenle ön ısıtma ile elde edilen fizikokimyasal avantajların her zaman aynı ölçüde mekanik iyileşme ile sonuçlanması beklenmemelidir. Nitekim literatürde, ön ısıtmanın dönüşüm derecesi ve mikrosertlik üzerinde olumlu etkiler oluşturduğu; buna karşın eğilme dayanımı ve bağ dayanımı gibi özellikler üzerinde daha değişken sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmektedir ⁵.

Mikrosertlik, rezin kompozitlerde polimerizasyon etkinliği ve yüzeyde oluşan polimer ağ yapısı ile ilişkili önemli bir özelliktir. Yapılan çalışmalarda, ön ısıtma ile uygulanan rezin kompozit restorasyonlarda materyale bağlı farklılıklar göstermekle birlikte daha yüksek

mikrosertlik değerleri elde edilebildiği bildirilmiştir ¹⁶⁻¹⁸. Bu bulgu, sıcaklık artışının polimerizasyon etkinliğini artırabileceğini düşündürmektedir. Ancak bu etki her materyal için aynı değildir. Çünkü yüzey sertliği yalnızca polimerizasyon derecesinden değil, aynı zamanda doldurucu içeriği ve matriks yapısından da etkilenmektedir.

Eğilme dayanımı ise bir materyalin bükülme kuvvetleri altında kırılmadan önce gösterebildiği direnci ifade eder ve rezin kompozitlerin klinik dayanıklılığı açısından önemli mekanik özelliklerden biridir. Bu özellik yalnızca dönüşüm derecesine bağlı değildir; doldurucu fazın dağılımı, partiküller arası etkileşimler, matriks-doldurucu arayüzü ve polimerizasyon sırasında gelişen iç gerilimler de eğilme dayanımını etkilemektedir. Literatürde ön ısıtma uygulanmış rezin kompozitlerin eğilme dayanımını inceleyen çalışmalarda, çoğu zaman anlamlı bir değişiklik saptanmadığı, yalnızca bazı materyallerde artış bildirildiği görülmektedir ^{12,19,20}. Bu bulgular, ön ısıtmanın mekanik etkisinin tek yönlü olmadığını ve her materyalde benzer sonuçlar vermediğini düşündürmektedir.

Benzer şekilde, elastisite modülü de ön ısıtmaya karşı farklı yanıtlar gösterebilen özelliklerden biridir. Daha yoğun bir polimer ağı teorik olarak daha rijit bir yapı oluşturabilse de, rijitlik yalnızca dönüşüm derecesiyle belirlenmemektedir. Kullanılan monomer sisteminin esnekliği ve doldurucu fazın mekanik katkısı da bu özellik üzerinde etkili olmaktadır. Bu nedenle bazı rezin kompozitlerde ön ısıtma sonrası elastisite modülünde artış gözlenirken, bazılarında anlamlı bir fark saptanamamaktadır ^{12,20}. Dolayısıyla ön ısıtmanın elastik davranış üzerindeki etkisi de, diğer birçok özellikte olduğu gibi, materyalin yapısal özellikleri ile birlikte değerlendirilmelidir.

Ön ısıtmanın fiziksel özellikler üzerindeki etkilerinden biri de film kalınlığıdır. Viskozitenin azalmasıyla birlikte kompozitin daha ince bir tabaka halinde yayılabilmesi, özellikle indirekt restorasyonların simantasyonunda klinik açıdan önemli bir avantaj sağlayabilir. Daha ince film kalınlığı restorasyonun daha iyi oturmasına ve restorasyon ile diş dokusu arasındaki uyumun artmasına katkıda bulunabilir. Bununla birlikte, ön ısıtılmış rezin kompozitlerin viskozitesi azalmış olsa da, bu materyaller her zaman rezin simanlarla aynı akışkanlığa ve aynı film kalınlığına ulaşmamaktadır ^{11,21}. Bu nedenle ön ısıtılmış kompozitlerin simantasyon amacıyla kullanımı değerlendirilirken yalnızca viskozite azalması değil, restorasyon tipi ve klinik gereksinimler de göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç olarak, ön ısıtma rezin kompozitlerde özellikle mikrosertlik ve bazı yüzey özellikleri üzerinde çoğunlukla olumlu etkiler oluşturabilmektedir. Buna karşılık, eğilme dayanımı ve elastisite modülü gibi mekanik özellikler üzerindeki etkileri daha değişken görünmektedir. Bu nedenle ön ısıtmanın fiziksel ve mekanik sonuçları yalnızca sıcaklık artışına bağlanmamalı;

polimerizasyon davranışı, materyal kompozisyonu ve klinik kullanım alanı ile birlikte değerlendirilmelidir.

4. Marjinal Adaptasyon, Mikrosızıntı ve Pulpal Etkiler

Ön ısıtılmış rezin kompozitlerin klinik açıdan avantajlarından biri de restorasyon ile diş dokusu arasındaki temasın artmasına katkı sağlayabilmesidir. Viskozitenin azalmasıyla birlikte materyalin yüzeyi daha iyi ıslatabildiği, düzensizliklere daha kolay yayılabildiği ve mikroretantif alanlara daha etkin penetre olabildiği düşünülmektedir. Bu durumun, marjinal adaptasyonun iyileşmesini ve restorasyon kenarlarında boşluk oluşumunun azalmasını sağlayabildiği bildirilmektedir ⁵. Yapılan çalışmalarda, hem direkt hem de indirekt restorasyonlarda ön ısıtmanın marjinal adaptasyonu iyileştirebildiği; özellikle 37–54 °C aralığında gerçekleştirilen uygulamalarda daha iyi uyum elde edilebildiği bildirilmiştir ^{10,22}. Bununla birlikte, materyalde artmış akışkanlığın her zaman daha iyi klinik sonuç anlamına gelmediği de göz önünde bulundurulmalıdır. Ön ısıtma ile viskozitenin azalması, polimerizasyon sırasında oluşan büzülme stresini artırabilmektedir. Literatürde, ön ısıtmanın akışkanlık ve monomer dönüşüm derecesini artırabildiği, ancak buna eşlik eden daha hızlı polimerizasyonun büzülme stresini de yükseltebildiği gösterilmiştir ^{23,24}. Bu bulgu, ön ısıtmanın etkilerinin yalnızca akışkanlık artışı üzerinden değerlendirilmemesi gerektiğini, polimerizasyonla ilişkili faktörlerin de en az adaptasyon kadar önemli olduğunu ortaya koymaktadır.

Marjinal adaptasyon ile mikrosızıntı arasındaki ilişki klinik açıdan ayrı bir önem taşımaktadır. Daha iyi adaptasyon, marjinal boşlukların ve sıvı geçişinin azalmasını sağlayarak sekonder çürük, marjinal renklenme ve postoperatif hassasiyet riskini azaltabilir. Ancak literatürde mikrosızıntıya ilişkin bulgular tam bir uyum göstermemektedir. Bazı çalışmalarda ön ısıtılmış rezin kompozit kullanımının mikrosızıntıyı azaltabildiği bildirilirken, bazı çalışmalarda özellikle sınıf II restorasyonlarda belirgin bir iyileşme saptanmamıştır ^{10,22}. Dolayısıyla ön ısıtma, marjinal uyumu artıran bir yaklaşım olarak değerlendirilebilse de, mikrosızıntı üzerindeki etkisinin materyal tipi, polimerizasyon yöntemi ve kavite tasarımı gibi değişkenlere bağlı olarak farklılaşabildiği anlaşılmaktadır.

Pulpal etkiler açısından değerlendirildiğinde ise, en önemli kaygılardan biri yüksek sıcaklıkta ısıtılmış kompozitlerin pulpa dokusunda termal hasara yol açabilme ihtimalidir. Bununla birlikte, literatürde materyalin ağız ortamına ve kaviteye yerleştirildiği anda sıcaklığının hızla düştüğü gösterilmektedir. Yapılan çalışmalarda, ön ısıtılmış kompozitlerde klinik olarak etkili çalışma süresinin oldukça kısa olduğu ve materyalin ısıtıcıdan çıkarıldıktan sonra hızla

soğuduğu bildirilmiştir ¹⁵. Bununla birlikte, ön ısıtmanın yalnızca kullanım kolaylığı açısından değil, biyolojik güvenlik yönünden de değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmaktadır ²⁵. Ancak klinik çalışma sayısının sınırlı olması nedeniyle, ön ısıtma protokollerine ilişkin güvenli sınırların henüz tam olarak standardize edilemediği anlaşılmaktadır ⁵. Bu nedenle, özellikle dentin kalınlığının azaldığı derin kavitelerde uygulama süresi, kullanılan sıcaklık düzeyi ve ışıqla polimerizasyon protokolü birlikte değerlendirilmelidir.

Sonuç olarak, ön ısıtılmış rezin kompozitler marjinal adaptasyonu iyileştirme ve bazı durumlarda mikrosızıntıyı azaltma potansiyeli taşımaktadır. Bununla birlikte, bu etkinin materyal tipi, kavite geometrisi, polimerizasyon büzülmesi, restorasyon türü ve uygulama protokolü gibi birçok değişkene bağlı olarak farklılık gösterdiği unutulmamalıdır. Benzer şekilde, pulpal etkiler açısından mevcut veriler belirgin bir olumsuz tablo ortaya koymamakla birlikte, hızlı ısı kaybı ve sınırlı klinik veri nedeniyle dikkatli yorumlanmalıdır.

5. Ön Isıtılmış Resin Kompozitlerin Direkt ve İndirekt Kullanımları

5.1. Direkt Restoratif Uygulamalarda Kullanımı

Ön ısıtılmış rezin kompozitlerin direkt restoratif diş hekimliğinde kullanımı, esas olarak materyalin viskozitesinin geçici olarak azalmasına ve buna bağlı olarak klinik uygulama sürecinin kolaylaşmasına dayanmaktadır. Sıcaklık artışıyla birlikte rezin kompozitin akışkanlığının artması, materyalin kavite duvarlarına daha iyi yayılmasına, düzensiz yüzeylere daha etkin uyum göstermesine ve özellikle yüksek viskoziteli kompozitlerde manipülasyonun kolaylaşmasına katkı sağlamaktadır. Literatürde, ön ısıtmanın marjinal adaptasyon, dönüşüm derecesi ve bazı mekanik parametreler üzerinde materyale bağlı olarak olumlu etkiler oluşturabildiği bildirilmektedir. Benzer şekilde, yapılan çalışmalarda ön ısıtmanın polimerizasyon davranışını değiştirebildiği, monomer hareketliliğini artırarak dönüşüm derecesini etkileyebildiği gösterilmiştir. Ayrıca yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerde ön ısıtmanın büzülme kuvvetini azaltırken monomer dönüşümünü koruyabildiği ya da artırabildiği de bildirilmiştir ^{16,26-28}. Bununla birlikte, ön ısıtmanın direkt restorasyonlarda her materyalde aynı etkiler ortaya çıkarmadığı da dikkate alınmalıdır. Mevcut veriler, bu etkinin materyal tipi, tabaka kalınlığı ve ışık uygulama protokolü gibi birçok değişkene bağlı olarak farklılık gösterebildiğini belirtmektedir ^{16,18}.

Direkt restorasyonlarda ön ısıtmanın öne çıkan avantajlarından biri materyalin kavite adaptasyonunu artırabilmesidir. Viskozitenin azalmasıyla birlikte kompozitin kaviteye daha iyi yerleştiği, yüzey düzensizliklerine daha etkili uyum sağladığı ve böylece restorasyon ile diş dokusu arasında homojen bir temas oluşturabildiği düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda, ön

ısıtılmış kompozitlerin interfasiyal boşluk yüzdesini ve void hacmini azaltabildiği, hatta daha kısa polimerizasyon sürelerinde dahi iç adaptasyonu iyileştirebildiği gösterilmiştir. Benzer şekilde, literatürde ön ısıtma tekniğinin adaptasyon ve porozite üzerinde olumlu etkiler oluşturabildiği; ısıtılmış rezin kompozitlerin özellikle yerleştirme aşamasında daha homojen bir internal yapı meydana getirebildiği bildirilmektedir. Bununla birlikte, bu olumlu reolojik etkinin klinikte süreyle sınırlı olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır. Kompozit ısıtıcıdan çıkarıldıktan sonra kısa sürede ısı kaybettiği için, elde edilen akışkanlık avantajının sınırlı bir çalışma süresi içinde kullanılması gerekmektedir ^{29,30}.

Ön ısıtmanın polimerizasyon ve mekanik davranış üzerindeki etkileri de direkt kullanım açısından önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalarda, sıcaklığın polimerizasyon kinetiği üzerinde belirgin bir etkisi olduğu ve daha yüksek ön-polimerizasyon sıcaklıklarının reaksiyon hızını değiştirebildiği gösterilmiştir. Ayrıca ön ısıtmanın monomer dönüşümünü artırabildiği, ancak bu etkinin polimerizasyon büzülmesi ile birlikte değerlendirilmesi gerektiği bildirilmektedir. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerde ise ön ısıtmanın büzülme kuvvetlerini azaltırken dönüşüm derecesini koruyabildiği veya artırabildiği ifade edilmektedir. Buna karşın, daha güncel bazı çalışmalarda ön ısıtmanın dönüşüm derecesi, eğilme dayanımı ya da bağ dayanımı üzerinde her zaman anlamlı bir iyileşme oluşturmadığı da bildirilmiştir. Bu nedenle, ön ısıtmanın sağladığı fiziksel avantajlar çoğu zaman reolojik fayda üzerinden daha belirgin biçimde ortaya çıkarken, mekanik avantajların daha çok materyale bağlı olduğu anlaşılmaktadır ^{16,27,28}.

Direkt kullanım açısından klinik veriler giderek artmaktadır. Randomize klinik bir çalışmada, ön ısıtılmış rezin kompozitin özellikle çürüksüz servikal lezyon restorasyonlarında kabul edilebilir klinik performans gösterdiği bildirilmiştir. Yirmi dört aylık takip verileri, ön ısıtılmış kompozitlerin çürüksüz servikal lezyon restorasyonlarında klinik olarak uygulanabilir olduğunu ve farklı ön ısıtma yöntemleri ile benzer performanslar sunabildiğini göstermektedir ³¹. Yapılan başka bir çalışmada, rezin kompozitin birden fazla kez ön ısıtılmasının klinik performansı olumsuz etkilemediğini bildiren veriler de mevcuttur ³². Sınıf I lezyonlarda ön ısıtılmış rezin kompozit ile soft-start polimerizasyon yaklaşımının klinik sonuçları değerlendirildiği bir başka çalışmada ise bu tekniğin restorasyon performansını iyileştirme potansiyeli tartışılmıştır ³³.

Bununla birlikte, direkt teknikte ön ısıtmanın bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Derin kaviteelerde ışık yoğunluğunun azalması kavite tabanında monomer dönüşüm derecesini etkileyebilmektedir. Bu nedenle ön ısıtma ile sağlanan akışkanlık artışı, yeterli polimerizasyon sağlanmadığında klinik avantaja tam anlamıyla dönüşmeyebilmektedir. Yapılan çalışmalarda,

yaklaşık 8 mm'lik bir ışık yolu boyunca irradiance düzeyinin belirgin biçimde düştüğü ve bu durumun özellikle alt yüzey polimerizasyonunu sınırlayabildiği gösterilmiştir. Bu nedenle direkt restorasyonlarda ön ısıtılmış rezin kompozit kullanımı planlanırken yalnızca uygulama kolaylığı düşünülmemelidir. Ayrıca kompozitin tipi, kavite derinliği, uygulanan ışık enerjisi ve gerektiğinde uzatılmış polimerizasyon süreleri de dikkate alınmalıdır. Sonuç olarak, ön ısıtma, yüksek viskoziteli kompozitlerin manipülasyonunu ve adaptasyonunu iyileştirebilen önemli bir yöntem olarak değerlendirilmektedir; ancak klinik başarısı, standart bir ısı protokolünden çok materyal seçimi ve uygulanan polimerizasyon stratejisi ile belirlenmektedir ^{16,18}.

5.2. İndirekt restorasyonlarda kullanımı

Ön ısıtılmış rezin kompozitlerin indirekt restorasyonlardaki kullanımı, özellikle luting ajanı olarak değerlendirilmesi açısından önem taşımaktadır. Bu yaklaşımın temelinde, yüksek doldurucu içeriğine sahip rezin kompozitlerin ısıtıldığında daha akışkan hale gelmesi ve simantasyon sırasında yeterli yayılma gösterebilmesi yer almaktadır. Viskozitenin azalması ve film kalınlığının incilmesi, restorasyonun diş yüzeyine daha iyi adapte olmasına ve ara yüz uyumunun iyileşmesine katkı sağlayabilmektedir. Bununla birlikte, bu etkinin her klinik durumda aynı düzeyde ortaya çıkmadığı da görülmektedir. Bazı çalışmalarda rezin simanların marjinal uyum açısından daha avantajlı olduğu, ön ısıtılmış kompozitlerin ise materyal ve restorasyon tipine bağlı olarak daha değişken sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu nedenle, ön ısıtılmış kompozitlerin indirekt restorasyonlarda kullanımı dikkat çekici bir yaklaşım olmakla birlikte, her endikasyonda rezin simanlara doğrudan alternatif olarak değerlendirilmemelidir ^{34,35}.

Bu yaklaşımın öne çıkan yönlerinden biri, uygulama sırasında yeterli akışkanlık sağlanırken polimerizasyon sonrasında yüksek doldurucu oranına bağlı biyomekanik avantajlarının da korunabilmesidir. Yapılan bir çalışmada, CAD/CAM lityum disilikat ve rezin kompozit restorasyonlarda farklı luting protokollerinin mekanik davranış üzerinde etkili olduğu; ışıkla polimerize rezin simanların genel olarak daha yüksek dayanım değerleri sunduğu, ancak ön ısıtılmış rezin kompozitlerin de bazı koşullarda dual-cure rezin simanlara alternatif oluşturabildiği gösterilmiştir. Özellikle belirli lityum disilikat kalınlıklarında, ön ısıtılmış rezin kompozit ile yapılan simantasyonun kabul edilebilir mekanik performans sağladığı; buna karşın rezin kompozit esaslı CAD/CAM restorasyonlarda ışıkla polimerize rezin simanların daha avantajlı olabildiği bildirilmektedir ³⁶. Bu bulgular, indirekt restorasyonlarda luting materyali seçiminin restorasyonun tipi ve kalınlığı ile birlikte değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Literatürde, restorasyon kalınlığı arttıkça luting prosedürünün etkisinin değişebildiği, özellikle ince restorasyonlarda simantasyon yaklaşımının mekanik davranış

üzerinde daha belirgin hale geldiği bildirilmektedir ³⁶⁻³⁸. Ayrıca, ön ısıtılmış kompozitin restorasyonla birlikte ısıtılmasının da değerlendirildiği ve sıcaklık uyumsuzluğunu azaltmaya yönelik bu yaklaşımın bazı durumlarda ek yarar sağlayabildiği gösterilmiştir ³⁶. Bununla birlikte, tüm koşullarda ön ısıtılmış kompozitin ışıkla polimerize rezin simandan üstün olmadığı da açıktır. Dolayısıyla ön ısıtılmış kompozitler, indirekt restorasyonlarda rezin simanların yerini doğrudan alan materyaller olarak değil, belirli klinik koşullarda değerlendirilebilecek alternatif luting ajanları olarak ele alınmalıdır ^{39,40}.

Özellikle laminate veneer restorasyonlarında ön ısıtılmış kompozit kullanımı ayrı bir önem kazanmaktadır. Klinik takip çalışmalarında, ışıkla polimerize kompozitin ön ısıtılarak porselen laminate veneerlerin yapıştırılmasında başarılı sonuçlar verebildiği bildirilmiştir. Uzun dönem değerlendirmelerde restorasyon bazında yüksek sağkalım oranlarına ulaşıldığı; marjinal adaptasyon, marjinal renklenme, renk uyumu ve anatomik form açısından klinik olarak kabul edilebilir sonuçların korunduğu gösterilmiştir. Ayrıca gingival dokuların bu uygulamaya olumlu yanıt verdiği ve retansiyon kaybına ilişkin belirgin bir sorunla karşılaşılmadığı da bildirilmiştir. Bu veriler, uygun yüzey işlemleri, dikkatli simantasyon ve kontrollü bitirme prosedürleri ile birlikte kullanıldığında, ön ısıtılmış kompozitin estetik indirekt restorasyonlarda klinik olarak uygulanabilir bir seçenek olabileceğini ortaya koymaktadır ⁴¹.

Veneer simantasyonunda luting ajanının renk stabilitesi de uzun dönem estetik başarı açısından önemlidir. Yapılan çalışmalarda, seramik veneerlerin mineye bağlanmasında kullanılan farklı luting materyalleri karşılaştırıldığında, termal yaşlandırma sonrasında dual-cure rezin simanların daha yüksek renk değişimi gösterebildiği bildirilmiştir. Buna karşılık, ön ısıtılmış kompozitlerin renk stabilitesi bakımından akıcı rezin kompozit ve ışıkla polimerize rezin simanlarla benzer performans sergileyebildiği gösterilmiştir. Aynı çalışmalarda dual-cure materyallerde sararma ve kızarma eğiliminin daha belirgin olduğu, bunun da kimyasal polimerizasyon sisteminde yer alan amin ve benzoil peroksit bileşenlerinin degradasyonu ile ilişkili olabileceği ifade edilmektedir. Özellikle ince ve translüsent seramik veneerlerde luting ajanının optik etkisi uzun dönem estetik sonucu doğrudan etkilediğinden, bu bulgular ön ısıtılmış kompozitlere estetik bölgede neden ilgi gösterildiğini açıklamaktadır ⁴².

Sonuç olarak, ön ısıtılmış rezin kompozit materyalinin luting ajanı olarak kullanımında film kalınlığı, dönüşüm derecesi, bağ dayanımı ve renk stabilitesi açısından değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu materyaller bazı avantajlar sunmalarına rağmen her özellikte geleneksel rezin simanlardan üstün bulunmadıkları bildirilmektedir. Nitekim güncel veriler, sabit protetik restorasyonların adaptasyonu üzerinde ön ısıtılmış restoratif kompozitin etkisine ilişkin kanıtların hâlen sınırlı olduğunu vurgulamaktadır. Bu nedenle özellikle veneer, inley, onley ve

overlay restorasyonlarda ön ısıtılmış kompozit kullanımı klinik açıdan önem taşısa da, bu yaklaşım restorasyon tipi, restorasyon kalınlığı, ışık geçirgenliği, film kalınlığı ve pulpal sıcaklık artışı gibi değişkenlerle birlikte değerlendirilmelidir ^{43,44}.

Sonuç

Ön ısıtılmış rezin kompozitler, restoratif diş hekimliğinde hem direkt hem de indirekt uygulamalarda dikkat çeken, ancak etkileri materyal ve klinik koşullara göre değişkenlik gösteren güncel bir yaklaşımdır. Ön ısıtma yöntemi viskozitenin azaltılması, manipülasyonun kolaylaştırılması, adaptasyonun iyileştirilmesi ve bazı materyallerde polimerizasyon etkinliğinin artırılması açısından önemli avantajlar sağlayabilmektedir. Bununla birlikte, bu olumlu etkiler tüm rezin kompozitlerde aynı düzeyde ortaya çıkmamakta; materyalin kompozisyonu, ısıtma sıcaklığı, çalışma süresi, restorasyon tipi ve polimerizasyon protokolü sonuçları doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle ön ısıtılmış rezin kompozitler, standart bir rutin uygulama olarak değil, uygun endikasyonlarda, dikkatli materyal seçimi ve kontrollü klinik protokollerle değerlendirildiğinde anlam kazanan güncel bir restoratif yaklaşım olarak ele alınmalıdır.

Kaynakça

1. Lopes, L. C. P., Terada, R. S. S., Tsuzuki, F. M., Giannini, M. & Hirata, R. Heating and preheating of dental restorative materials—a systematic review. *Clin. Oral Investig.* **24**, 4225–4235 (2020).
2. DEMARCO, F. F. *et al.* Should my composite restorations last forever? Why are they failing? *Braz. Oral Res.* **31**, (2017).
3. Elkaffass, A., Eltoukhy, R., Elnegoly, S. & Mahmoud, S. Influence of preheating on mechanical and surface properties of nanofilled resin composites. *J. Clin. Exp. Dent.* e494–e500 (2020) doi:10.4317/jced.56469.
4. Tomaselli, L. de O. *et al.* Influence of Pre-Heating Regular Resin Composites and Flowable Composites on Luting Ceramic Veneers with Different Thicknesses. *Braz. Dent. J.* **30**, 459–466 (2019).
5. Patussi, A. F. C. *et al.* Preheating of dental composite resins: A scoping review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **35**, 646–656 (2023).
6. Loumprinis, N. *et al.* Viscosity and stickiness of dental resin composites at elevated temperatures. *Dental Materials* **37**, 413–422 (2021).
7. Lee, J.-H., Um, C.-M. & Lee, I. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials* **22**, 515–526 (2006).
8. Al-Ahdal, K., Silikas, N. & Watts, D. C. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dental Materials* **30**, 517–524 (2014).
9. Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J. & Leloup, G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials* **22**, 359–365 (2006).
10. Sabatini, C., Blunck, U., Denehy, G. & Munoz, C. Effect of Pre-heated Composites and Flowable Liners on Class II Gingival Margin Gap Formation. *Oper. Dent.* **35**, 663–671 (2010).
11. Marcondes, R. L. *et al.* Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. *Dental Materials* **36**, 1356–1364 (2020).
12. D’Amario, M. *et al.* Influence of a Repeated Preheating Procedure on Mechanical Properties of Three Resin Composites. *Oper. Dent.* **40**, 181–189 (2015).
13. Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Moss, L. & De Goes, M. F. Clinically Relevant Issues Related to Preheating Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **18**, 340–350 (2006).
14. Strazzi-Sahyon, H., Rocha, E., Assunção, W. & dos Santos, P. Influence of Light-Curing Intensity on Color Stability and Microhardness of Composite Resins. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **40**, 129–134 (2020).
15. Daronch, M., Rueggeberg, F. A. & De Goes, M. F. Monomer Conversion of Pre-heated Composite. *J. Dent. Res.* **84**, 663–667 (2005).
16. Tauböck, T. T., Tarle, Z., Marovic, D. & Attin, T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion. *J. Dent.* **43**, 1358–1364 (2015).
17. Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A. & Braga, R. R. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dental Materials* **30**, 613–618 (2014).
18. Lempel, E. *et al.* Effect of exposure time and pre-heating on the conversion degree of conventional, bulk-fill, fiber reinforced and polyacid-modified resin composites. *Dental Materials* **35**, 217–228 (2019).

19. Kramer, M., Edelhoff, D. & Stawarczyk, B. Flexural Strength of Preheated Resin Composites and Bonding Properties to Glass-Ceramic and Dentin. *Materials* **9**, 83 (2016).
20. Mohammadi, N. *et al.* Effect of pre-heating on the mechanical properties of silorane-based and methacrylate-based composites. *J. Clin. Exp. Dent.* e373–e378 (2016) doi:10.4317/jced.52807.
21. Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Gerasimou, P. & Koliniotou-Koumpia, E. Effect of preheating on the film thickness of contemporary composite restorative materials. *J. Dent. Sci.* **9**, 313–319 (2014).
22. Wagner, W. C. *et al.* Effect of Pre-heating Resin Composite on Restoration Microleakage. *Oper. Dent.* **33**, 72–78 (2008).
23. Deb, S., Di Silvio, L., Mackler, H. E. & Millar, B. J. Pre-warming of dental composites. *Dental Materials* **27**, e51–e59 (2011).
24. El-Korashy, D. I. Post-gel Shrinkage Strain and Degree of Conversion of Preheated Resin Composite Cured Using Different Regimens. *Oper. Dent.* **35**, 172–179 (2010).
25. El-Deeb, H. A., Abd El-Aziz, S. & Mobarak, E. H. Effect of preheating of low shrinking resin composite on intrapulpal temperature and microtensile bond strength to dentin. *J. Adv. Res.* **6**, 471–478 (2015).
26. Fróes-Salgado, N. R. *et al.* Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials* **26**, 908–914 (2010).
27. Daronch, M., Rueggeberg, F. A., De Goes, M. F. & Giudici, R. Polymerization Kinetics of Pre-heated Composite. *J. Dent. Res.* **85**, 38–43 (2006).
28. Lohbauer, U., Zinelis, S., Rahiotis, C., Petschelt, A. & Eliades, G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dental Materials* **25**, 514–519 (2009).
29. Venkataiah, V. S. *et al.* Influence of preheating resin composites: a nano-CT assessment on voids and internal adaptation. *Odontology* <https://doi.org/10.1007/s10266-025-01232-z> (2025) doi:10.1007/s10266-025-01232-z.
30. Bolding, K. H., Hill, A. E., Tantbirojn, D. & Versluis, A. Prewarming effect on adaptation, porosities, and strength of a composite resin. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **143**, 105913 (2023).
31. Favoreto, M. W. *et al.* Clinical performance of preheating thermoviscous composite resin for non-carious cervical lesions restoration: A 24-month randomized clinical trial. *J. Dent.* **144**, 104930 (2024).
32. Elkady, M., Abdelhakim, S. & Riad, M. The clinical performance of dental resin composite repeatedly preheated: A randomized controlled clinical trial. *J. Dent.* **144**, 104940 (2024).
33. Kotecha, N. *et al.* Evaluation of pre-heated composite resins with soft-start polymerization and conventional composite restorations in class-I carious lesions – A randomized clinical trial. *Heliyon* **10**, e30794 (2024).
34. Urcuyo Alvarado, M. S. *et al.* Evaluation of the Bond Strength and Marginal Seal of Indirect Restorations of Composites Bonded with Preheating Resin. *Eur. J. Dent.* **14**, 644–650 (2020).
35. Mohammed, Z. H. . A. M. M. Effect of Cementation Protocol on the Marginal Adaptation of Indirect Overlay Restorations Fabricated from Two Different All-Ceramic CAD/CAM Materials. *Journal of Research in Medical and Dental Science* **8**, 518–525 (2020).
36. Tribst, J. P. M. *et al.* The influence of pre-heating the restoration and luting agent on the flexural strength of indirect ceramic and composite restorations. *Biomater. Investig. Dent.* **10**, (2023).

37. Randolph, L. D., Palin, W. M., Leloup, G. & Leprince, J. G. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials* **32**, 1586–1599 (2016).
38. O'Connor, C. & Gavriil, D. Predictable bonding of adhesive indirect restorations: factors for success. *Br. Dent. J.* **231**, 287–293 (2021).
39. Barbon, F. J., Moraes, R. R., Isolan, C. P., Spazzin, A. O. & Boscato, N. Influence of inorganic filler content of resin luting agents and use of adhesive on the performance of bonded ceramic. *J. Prosthet. Dent.* **122**, 566.e1-566.e11 (2019).
40. Van den Breemer, C. R. G. *et al.* Prospective clinical evaluation of 765 partial glass-ceramic posterior restorations luted using photo-polymerized resin composite in conjunction with immediate dentin sealing. *Clin. Oral Investig.* **25**, 1463–1473 (2021).
41. D'Arcangelo, C., De Angelis, F., Vadini, M. & D'Amario, M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin. Oral Investig.* **16**, 1071–1079 (2012).
42. Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N. & Moraes, R. R. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 272–277 (2015).
43. Raposo, C. C. *et al.* Preheated composite resins versus luting cement: Degree of conversion, film thickness, color stability and bond strength to enamel and ceramic veneers. *Int. J. Adhes. Adhes.* **137**, 103895 (2025).
44. Souza, T. J. S. de, Freitas, A. da S., Ferreira, D. M. T. P., Maia, L. C. & Rabello, T. B. Does the use of preheated restorative resin composite as a luting agent influence the adaptation of fixed dental prostheses? A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **131**, 384–391 (2024).

BÖLÜM 3

KOMPOZİT RESTORASYONLARDA YÜZEY BİTİRME VE POLİSAJ İŞLEMLERİ

*Gülgün DİNLER*¹

¹ Arş.Gör. Dt. Selçuk Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi ORCID:0000-0003-4061-9660

GİRİŞ

Rezin kompozit restorasyonların uzun dönem klinik performansı üzerinde yüzey özellikleri belirleyici bir rol oynamaktadır. Restorasyon yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri, materyalin yüzey pürüzlülüğünü azaltarak hem estetik görünümün iyileştirilmesine hem de restorasyonun kullanım ömrünün uzatılmasına katkı sağlamaktadır . (Yıldız ve ark., 2015) Bunun yanı sıra, düzgün ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi plak birikimini azaltarak çevre yumuşak dokuların sağlığının korunmasına da yardımcı olmaktadır . (Barakah & Taher, 2014)

Rezin kompozit restorasyonların yalnızca estetik performansını değil, aynı zamanda mekanik dayanıklılığını da etkileyen önemli unsurlardan biri, polimerizasyon sonrasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen oksijen inhibisyon tabakasıdır. Bu tabaka kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan serbest radikallerin atmosferik oksijen ile reaksiyona girmesi sonucunda oluşmaktadır. Bu tabaka düzensiz bir yapıya sahip olup yüzey sertliğini ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu nedenle oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması önem taşımaktadır. Söz konusu tabakanın eliminasyonu, bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması ile sağlanabilmektedir . (Bijelic-Donova ve ark., 2015)

Restorasyon Yüzeyine Bitirme ve Polisaj Uygulaması

Bitirme işlemi, restorasyon yüzeyindeki fazlalıkların ve düzensizliklerin uzaklaştırılması, anatomik formun yeniden şekillendirilmesi ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılması amacıyla gerçekleştirilmektedir. Direkt ve indirekt restorasyonların uzun dönem başarısında marjinal uyum büyük önem taşımaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, oklüzal kuvvetler ve termal değişiklikler gibi etkenler restorasyonların kenar bütünlüğünü olumsuz yönde etkileyebildiğinden, uygun bir bitirme işlemi restorasyonun klinik performansına önemli katkı sağlamaktadır . (lmez & Kisbet, 2012)

Polisaj işlemi ise bitirme sonrasında yüzeyde meydana gelen çiziklerin giderilmesi, yüzey düzensizliklerinin azaltılması ve daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi amacıyla uygulanmaktadır. Bu sayede ışığı daha iyi yansıtan, doğal mine görünümüne daha yakın ve estetik açıdan üstün bir yüzey oluşturulabilmektedir . (lmez & Kisbet, 2012)

Bitirme ve polisaj işlemlerinin etkinliği birçok faktöre bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Restoratif materyalin türü, materyalin ve kullanılan bitirme-polisaj araçlarının fiziksel özellikleri, materyal ile aşındırıcı sistem arasındaki sertlik farkı, aşındırıcı partiküllerin şekli ve sayısı, uygulama sırasında kullanılan hız ile restorasyon yüzeyine uygulanan basınç bu işlemlerin başarısını etkileyen temel unsurlar arasında yer almaktadır. Ayrıca işlem sırasında kullanılan kayganlaştırıcılar da yüzey kalitesinin elde edilmesinde önemli rol oynamaktadır . (Jefferies, 2007) (Scheibe ve ark., 2009) (Pereira ve ark., 2011)

Bitirme ve polisaj uygulamaları sırasında meydana gelen sürtünme, restorasyon yüzeyinde ve çevre dokularda istenmeyen sıcaklık artışına neden olabileceğinden, aşırı ısınmanın önlenmesi amacıyla işlemlerin su soğutması altında gerçekleştirilmesi önerilmektedir . (Jefferies, 2007) (Schmidlin & Göhring, 2004)

Bitirme ve polisaj işlemlerinin yetersiz uygulandığı restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü artmakta ve buna bağlı olarak plak birikimi kolaylaşmaktadır. Artan plak retansiyonu, restorasyon yüzeyinde renklenmelere neden olabileceğı gibi çevre yumuşak dokularda inflamatuvar değişikliklerin gelişmesine de zemin hazırlayabilmektedir . (Antonson ve ark., 2011)

Ayrıca pürüzlü yüzeyler, mikroorganizmaların tutunması ve çoğalması için uygun bir ortam oluşturarak sekonder çürük gelişme riskini artırmaktadır. Yapılan çalışmalarda bakteriyel adezyon

açısından kritik yüzey pürüzlülüğü değerinin (Ra) 0,2 µm olduğu bildirilmiştir. (Jones ve ark., 2004) Bu nedenle rezin kompozit restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğünün bu eşik değerin altında olması hedeflenmektedir. (Antonson ve ark., 2011)

Bitirme ve Polisaj Uygulamasının Aşamaları

Rezin kompozit restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemleri genellikle dört temel aşamada gerçekleştirilmektedir. (Türkün & Türkün, 2004)

İlk aşama olan kaba bitirme, restorasyon yüzeyindeki fazlalıkların uzaklaştırılarak restorasyonun sonraki işlemlere hazır hale getirilmesini amaçlamaktadır. Bu aşamada etkin madde kaldırımı sağlayabilmek için yaklaşık 100 µm boyutunda büyük partiküllü aşındırıcılar tercih edilmekte; elmas bitirme frezleri, tungsten karpit frezler ve bitirme diskleri sıklıkla kullanılmaktadır. (Türkün & Türkün, 2004) (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012)

Konturlama aşaması, restorasyona estetik ve fonksiyonel gereksinimleri karşılayacak şekilde doğal diş anatomisiyle uyumlu formun kazandırıldığı işlemdir. Bu aşamada restorasyonun morfolojik özellikleri düzenlenerek çevre diş dokularıyla harmonik bir görünüm ve uygun oklüzal ilişkiler elde edilmeye çalışılır. (Türkün & Türkün, 2004)

İnce bitirme aşaması, restorasyonun son şeklinin verilmesi, restorasyon kenarlarının diş dokularıyla uyumunun optimize edilmesi ve daha düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla uygulanmaktadır. Kaba bitirme ve konturlama işlemleri sırasında oluşan çizikler ile yüzey düzensizlikleri bu aşamada giderilerek restorasyonun yüzey kalitesi iyileştirilmektedir. İnce bitirme işlemlerinde genellikle 100 µm ile 15–20 µm arasında değişen partikül boyutlarına sahip aşındırıcılar tercih edilmekte olup, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı lastikler, ince grenli elmas frezler ve çok yivli bitirme frezleri yaygın olarak kullanılmaktadır. (Türkün & Türkün, 2004) (Jefferies, 1998)

Polisaj aşaması, bitirme işlemlerinin ardından uygulanan son basamak olup restorasyon yüzeyinin pürüzsüzleştirilmesi, parlaklığının artırılması ve doğal mineye benzer estetik bir görünüm kazandırılması amacıyla gerçekleştirilmektedir. Bu işlem sayesinde yüzey pürüzlülüğü azaltılarak daha homojen, ışığı daha iyi yansıtan ve plak birikimine karşı daha dirençli bir yüzey elde edilmektedir. (Türkün & Türkün, 2004)

Bitirme ve Polisaj Materyallerinin Sınıflandırılması

Bitirme ve polisaj materyalleri, aşındırıcı partiküllerin materyal içerisindeki dağılım şekline göre bağlı aşındırıcılar, kaplı aşındırıcılar ve zayıf bağlı aşındırıcılar olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılmaktadır. Bağlı aşındırıcılarda, aşındırıcı partiküller taşıyıcı matriks içerisinde homojen olarak dağıtılmıştır. Bu matriks elastomerik özellik gösteren lastik veya silikon esaslı materyallerden oluşabileceği gibi daha sert yapıda materyallerden de üretilmektedir. Mermi şeklindeki veya sivri uçlu beyaz taşlar bu gruba örnek olarak verilebilir. (Jefferies, 1998)

Kaplı aşındırıcılarda ise aşındırıcı partiküller bir yapıştırıcı aracılığıyla taşıyıcı materyalin yüzeyine tutturulmaktadır. Aşındırıcı tabaka taşıyıcının yalnızca bir yüzeyinde bulunabileceği gibi her iki yüzeyine de uygulanabilmektedir. Kompozit restorasyonların bitirme ve polisajında yaygın olarak kullanılan diskler ve stripler bu grupta yer almaktadır. (Jefferies, 1998)

Zayıf bağlı aşındırıcılar ise genellikle polisaj işlemlerinin son aşamasında kullanılan polisaj patlarını kapsamaktadır. Bu sistemlerde aşındırıcı partiküller serbest veya yarı serbest halde bulunmakta ve keçe, lastik ya da benzeri yardımcı araçlar yardımıyla restorasyon yüzeyine uygulanmaktadır.

Özellikle yüksek parlaklık ve düşük yüzey pürüzlülüğü elde edilmesinde etkili oldukları bildirilmektedir. (Jefferies, 2007) O'Brien, 2002)

Aşındırıcı Tipleri

Bitirme ve polisaj sistemlerinde farklı özelliklere sahip çeşitli aşındırıcı materyaller kullanılmaktadır. Bu sistemlerde en sık tercih edilen aşındırıcılar arasında karbid bileşikleri, alüminyum oksit, elmas partikülleri, silikon dioksit, zirkonyum silikat ve zirkonyum oksit yer almaktadır. Bu materyaller, sahip oldukları sertlik dereceleri ve aşındırma kapasitelerine bağlı olarak restorasyon yüzeyinin şekillendirilmesi, düzeltilmesi ve parlatılmasında farklı amaçlarla kullanılmaktadır . (Zimmerli, Lussi, & Flury, 2011)

1.Alüminyum oksit

Alüminyum oksit (Al_2O_3), alüminyum ve oksijen atomlarının birleşmesiyle oluşan, yüksek sertliğe sahip bir bileşiktir. Sahip olduğu aşındırıcı özellikler nedeniyle dental bitirme ve polisaj sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Alüminyum oksit partikülleri; seramik bağlayıcılarla güçlendirilmiş taşlara entegre edilebilmekte, kâğıt veya polimer esaslı disklerin yüzeyine kaplanabilmekte ya da elastomerik polisaj uçlarına ilave edilebilmektedir. Bu şekilde üretilen materyaller, restorasyonların şekillendirilmesi ve yüzeylerinin düzeltilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca alüminyum oksit partiküllerinin polisaj patlarına eklenmesiyle porselen ve kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğü azaltılabilmekte ve daha parlak bir yüzey elde edilebilmektedir.(Jefferies, 2007) (Da Costa, Goncalves, & Ferracane, 2011)

Alüminyum oksit esaslı bitirme ve polisaj sistemlerine örnek olarak Sof-Lex ve OptiDisc (Kerr, ABD) diskleri gösterilebilir. Bu sistemler, alüminyum oksit kaplı yapıları sayesinde kompozit restorasyonların yüzeylerinin düzeltilmesi, pürüzlülüğün azaltılması ve yüksek yüzey parlaklığının elde edilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır . (Anusavice, 2003) (Jefferies, 2007) (Da Costa ve ark., 2011)

2.Karbid Bileşikleri

Karbid esaslı aşındırıcılar arasında bor karbid, silikon karbid ve tungsten karbid yer almaktadır. Bu materyaller, yüksek sertlikleri ve etkili aşındırma özellikleri nedeniyle dental bitirme ve polisaj uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. (Jefferies, 2007)

Silikon karbid, yüksek sertliğe sahip bir aşındırıcı olup sertlik derecesi bakımından elmasa oldukça yakın özellikler göstermektedir. Dental uygulamalarda genellikle kâğıt veya plastik esaslı disklerin yüzeyine kaplanarak kullanılmaktadır. Farklı aşındırıcılık düzeylerine sahip ince, ekstra ince ve ultra ince grenli formları bulunan bu diskler, özellikle mikrodolduruculu rezin kompozit restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde tercih edilmektedir .

Tungsten karbid bileşikleri ise çoğunlukla çok yivli bitirme frezlerinin kesici ve aşındırıcı bölümlerinin üretiminde kullanılmaktadır. Bu frezler, restorasyon yüzeylerinin şekillendirilmesi, düzeltilmesi ve bitirme işlemlerinin gerçekleştirilmesinde etkin bir şekilde kullanılmaktadır . (Jefferies, 2007)

3.Elmas Partikülleri

Elmas, karbonun kristal yapıda bulunan bir allotropu olup bilinen en sert doğal materyal olarak kabul edilmektedir. Yüksek sertliği nedeniyle oldukça etkili bir aşındırıcı özelliğe sahip olan elmas partikülleri, rezin kompozit ve seramik restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde yaygın olarak

kullanılmaktadır. Elmas frezler, tungsten karbit frezlere kıyasla daha uzun kullanım ömrüne sahip olmakla birlikte daha yüksek maliyetlidir. Özellikle hibrit ve mikrodolduruculu rezin kompozitlerde düzgün ve kaliteli yüzeylerin elde edilmesinde başarılı sonuçlar vermektedirler . (Jefferies, 2007)

Elmas frezler farklı şekil, boyut ve gren büyüklüklerinde üretilmekte olup, bitirme işlemlerine genellikle kaba grenli frezlerle başlanmakta ve işlem ilerledikçe daha ince grenli frezlere geçilmektedir. Bu frezlerin düşük hızda ve su soğutması altında kullanılması önerilmektedir. Aksi takdirde oluşabilecek aşırı ısı nedeniyle mine ve sement dokularında istenmeyen hasarlar meydana gelebilmektedir. Ayrıca elmas frezlerin kullanımını takiben, yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve daha yüksek parlaklık elde etmek amacıyla aşındırıcı kaplı diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi tamamlayıcı bitirme ve polisaj sistemlerinin kullanılması tavsiye edilmektedir . (Dayangaç, 2000)

Son yıllarda rezin kompozit restorasyonlarda daha etkin yüzey parlatması sağlamak amacıyla çok ince grenli elmas içerikli polisaj sistemleri geliştirilmiştir. Elmas spiral diskler (Clearfil Twist Dia, Kuraray), elmas içerikli polisaj patları (Dia Polisher, GC) ve elmas partikülleri içeren polisaj lastikleri (PoGo, Dentsply/Caulk) bu sistemlere örnek olarak gösterilebilir . (Jefferies, 2007)

4.Silikon dioksit

Silikon dioksit, dental bitirme ve polisaj sistemlerinde yaygın olarak kullanılan aşındırıcı materyallerden biridir. Genellikle sivri uçlu, disk veya çanak şeklindeki aşındırıcı lastikler ile elastomerik bitirme ve polisaj araçlarının yapısında yer almaktadır. Yüzey düzensizliklerinin giderilmesi ve restorasyonlara daha pürüzsüz bir görünüm kazandırılması amacıyla kullanılan bu materyal, özellikle kompozit restorasyonların son polisaj aşamalarında tercih edilmektedir. Silikon dioksit içerikli polisaj patlarıyla birlikte kullanılan sistemlere örnek olarak Astropol (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) bitirme ve polisaj seti gösterilebilir. (Jefferies, 2007)

5.Zirkonyum Oksit

Silikon dioksit gibi, dental aşındırıcılarda primer olarak lastik veya elastik gibi bitirme ve polisaj sistemlerinde uygulanmaktadır . (Jefferies, 2007)

Zirkonyum oksit dahil olduğu polisaj malzemelerine bir örnek olarak Silicone Points C Type (Shofu) verilebilir . (Watanabe ve ark., 2005)

6.Zirkonyum Silikat

Zirkonyum silikat, küçük partikül boyutuna sahip ve yüksek sertlik gösteren doğal bir aşındırıcı mineraldir. Dental bitirme ve polisaj uygulamalarında farklı partikül büyüklüklerinde kullanılabilen olup, özellikle polisaj bantları, aşındırıcı kaplı diskler ve polisaj patlarının yapısında yer almaktadır. Etkin aşındırma ve yüzey düzeltme özellikleri sayesinde restoratif materyallerin yüzey kalitesinin artırılmasında önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca zirkonyum silikat, dental profilaksi patlarının içeriğinde yaygın olarak kullanılan aşındırıcı maddelerden biri olarak da bilinmektedir. (Anusavice, 2003)

Aşındırıcılar ile Hazırlanmış Bitirme ve Polisaj Aletleri

1.Elmas Bitim Frezleri

Elmas, bilinen en sert doğal materyal olması ve sertliğini uzun süre koruyabilmesi nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan aşındırıcı materyallerden biridir. Karbon yapısındaki elmas partiküllerinin metal şaftlar üzerine bağlanmasıyla farklı şekil, boyut ve gren büyüklüklerinde frezler üretilmektedir . (Jefferies, 2007)Bu frezler; kompozit ve seramik restorasyonların konturlanması, marjinal uyumlarının düzenlenmesi, anatomik form kazandırılması ve yüzeylerinin şekillendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır . (Bayne, Taylor, & Thompson, 2002) (Dayangaç, 2000)

Elmas frezler, kesme işleminden çok aşındırma prensibiyle çalışan araçlar olup, restorasyon yüzeyinden kontrollü materyal uzaklaştırılması sağlamaktadır. Bitirme işlemlerinde genellikle önce daha kaba grenli frezlerle şekillendirme yapılmakta, ardından daha ince grenli frezler kullanılarak yüzey pürüzlülüğü azaltılmaktadır. İşlem sırasında meydana gelen ısının pulpa dokularında oluşturabileceği olumsuz etkileri önlemek amacıyla, elmas frezlerin su soğutması altında ve 50.000 rpm'nin altındaki hızlarda kullanılması önerilmektedir . (Anusavice, 2003)

Elmas frezler yüksek materyal uzaklaştırma etkinliğine sahip olmakla birlikte, uygulama sonrasında restorasyon yüzeyinde belirgin pürüzlülük oluşturabilmektedir. Bu nedenle, optimum yüzey düzgünlüğü ve parlaklığın elde edilebilmesi için işlemin aşındırıcı diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi ek bitirme ve polisaj sistemleriyle tamamlanması gerekmektedir . (Jefferies, 2007)



Şekil 1:Elmas Bitirme Frezi

2.Karbid bitirme frezleri

Kompozit rezin restorasyonların bitirme işlemlerinde yaygın olarak kullanılan aşındırıcı araçlardır. Elmas ve diğer yüksek aşındırıcılığa sahip partiküller içeren frezlere kıyasla daha düşük aşındırma kapasitesine sahip olmaları nedeniyle yumuşak dokularda daha az travmaya neden olmaktadır. Bu frezler genellikle 8 ile 40 arasında değişen sayıda kesici bıçağa sahiptir. Bıçak sayısının azalması kesme etkinliğini artırırken, işlem sonrasında daha pürüzlü bir yüzey oluşmasına yol açabilmektedir. Buna karşılık, daha fazla bıçak içeren frezler daha düzgün yüzeyler elde edilmesine katkı sağlamaktadır . (O'Brien, 2002) (Jefferies, 2007)Yaklaşık 12 bıçaklı frezler daha çok kaba bitirme işlemlerinde tercih edilirken, 30–40 bıçaklı frezler ince bitirme uygulamalarında ve restorasyon yüzeyinde daha yüksek düzeyde düzgünlük elde edilmesinde kullanılmaktadır. (Jefferies, 2007) (O'Brien, 2002)

Karbit esaslı aşındırıcılar arasında en yaygın kullanılanlar tungsten karbit, silikon karbit ve bor karbittir. Tungsten karbit, özellikle çok yivli bitirme frezlerinin kesici bölümlerinin üretiminde kullanılırken, silikon karbit ve bor karbit partikülleri diskler ile elastomerik polisaj araçlarında aşındırıcı bileşen olarak yer almaktadır. Silikon karbit, elmasın ardından en yüksek sertliğe sahip aşındırıcılardan biri olup metal alaşımlar, seramikler ve rezin esaslı restoratif materyaller üzerinde etkili aşındırma kapasitesi göstermektedir. Elmas frezlere göre daha kontrollü ve daha az travmatik bir aşındırma sağlamaları nedeniyle karbit frezler, restorasyonların anatomik formunun korunması ve

yüzey bitirme işlemlerinin gerçekleştirilmesinde klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir . (Jefferies, 2007)



Şekil 2 : Karbit Bitirme Frezi

3.Taşlar

Taşlar, aşındırıcı partiküllerin çeşitli bağlayıcı materyaller ile bir araya getirilmesi sonucu elde edilen bitirme araçlarıdır. İçerdikleri aşındırıcı partiküllerin türüne bağlı olarak farklı renklerde üretilmektedirler. Silikon karbit içeren taşlar genellikle yeşil renkte iken, alüminyum oksit içeren taşlar beyaz renkte bulunmaktadır. Elmas frezlere kıyasla daha düşük aşındırma kapasitesine sahip olmaları nedeniyle daha kontrollü materyal uzaklaştırılması sağlamaktadırlar. Taşlar, içerdikleri partikül boyutlarına bağlı olarak kaba, orta ve ince aşındırıcılık özelliklerine sahip farklı tiplerde üretilebilmektedir. Bununla birlikte, elmas partikülleri içeren taşlar daha yüksek kesme etkinliği gösterdiğinden, silikon karbit ve alüminyum oksit esaslı taşlara göre daha agresif aşındırma özelliğine sahiptir . (Jefferies, 1998) (O'Brien, Boenke, & Groh, 1991)



Şekil 3: Taş Frezler

4.Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Disk ve Bantları

Disk ve stripler, başta alüminyum oksit olmak üzere silikon karbit, kuvars, granat ve zımpara gibi aşındırıcı partiküllerin ince polimer, plastik veya kâğıt tabanlar üzerine bağlanmasıyla üretilen bitirme ve polisaj araçlarıdır . (Jefferies, 2007) Bu sistemler restorasyonların düzeltilmesi, konturlanması, bitirilmesi ve parlatılması amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Aşındırıcı tabakalarının ince olması nedeniyle kullanım ömürleri sınırlı olup çoğu ürün tek kullanımlık olarak tasarlanmaktadır . (Da Costa ve ark., 2011)

Bitirme ve polisaj işlemlerinde disk ve striplerin, aşındırıcı partikül boyutları dikkate alınarak sıralı şekilde kullanılması önerilmektedir. Genellikle işlemlere 55–100 µm boyutundaki kaba grenli disklerle başlanmakta, daha sonra giderek daha ince grenli sistemlere geçilmekte ve yaklaşık 7–8 µm partikül içeren süper ince disklerle sonlandırılmaktadır. Bu aşamalı kullanım sayesinde restorasyon yüzeyinde daha düşük pürüzlülük ve daha yüksek parlaklık elde edilebilmektedir.

Diskler özellikle düz ve konveks yüzeylerde etkili sonuçlar verirken, stripler interproksimal bölgelerin bitirme ve polisajında önemli avantajlar sağlamaktadır. Anterior restorasyonlarda insizal kenarlar ve embrasür bölgelerinde başarılı sonuçlar elde edilmesine karşın, posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinde ve anterior dişlerin lingual yüzeylerinde kullanımları daha sınırlıdır . (Jefferies, 2007)

Uygulama sırasında dişeti dokularının ve kök yüzeylerinin zarar görmesini önlemek amacıyla düşük basınç uygulanması ve gerektiğinde aralıklı su soğutmasından yararlanılması önerilmektedir . (Dayangaç, 2000)

Dental bitirme ve polisaj uygulamalarında kullanılan disk sistemleri arasında Sof-Lex (3M ESPE), OptiDisc (Kerr), Super-Snap (Shofu), FlexiDisc (Cosmedent), Moore-Flex ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore) yer almaktadır. Farklı aşındırıcı partikül içerikleri ve gren büyüklüklerine sahip olan bu sistemler, kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün azaltılması, konturlanması ve yüksek yüzey parlaklığının elde edilmesi amacıyla klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. (lmez & Kisbet, 2013)



şekil 4: .Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Disk ve Bantları

5.Lastikler

Polisaj lastikleri, ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin doğal ya da sentetik kauçuklar, silikon veya diğerk elastomerik polimerlerden oluşan esnek bir matriks içerisine yerleştirilmesiyle üretilmektedir. Özellikle elmas bitirme frezlerinin kullanımını takiben yüzey pürüzlülüğünün azaltılması ve restorasyonların parlatılması amacıyla tercih edilmektedirler. Tekerlek, disk, bardak ve sivri u gibi farklı şekillerde üretilibilmeleri sayesinde disklerin ulaşmakta zorlandığı bölgelerde, anterior dişlerin lingual yüzeylerinde ve posterior dişlerin oklüzal anatomisinde etkin şekilde kullanılabilirler. Polisaj lastiklerinin yapısında silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit gibi çeşitli aşındırıcı materyaller yer almakta olup, genellikle düşük devirli döner aletlerle kullanılmaktadırlar. (lmez & Kisbet, 2012) (Jefferies, 1998)

Elastik yapıları nedeniyle kullanım sırasında aşınmaya yatkın olan bu sistemlerin bazıları sterilizasyon sonrasında tekrar kullanılabilirler şekilde tasarlanmıştır. Özellikle elmas partikülleri içeren polisaj lastiklerinde yüksek aşındırıcılık nedeniyle aşırı ısı oluşumunu önlemek amacıyla düşük basınçla çalışılması önerilmektedir . (Jefferies, 1998)

Günümüzde kullanılan tek aşamalı polisaj lastikleri, şekillendirme, bitirme ve polisaj işlemlerinin tek bir sistemle gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu sistemler sayesinde uygulama süresi kısalırken daha pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde edilebilmektedir. Tek aşamalı elmas içerikli polisaj lastiklerine örnek olarak Compomaster ve PoGo sistemleri verilebilir . (Watanabe ve ark., 2005)



Şekil 5 : Polisaj Lastiği

6.Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler

Aşındırıcı emdirilmiş polisaj fırçaları, polimer kıllar içerisine alüminyum oksit, silikon karbit veya elmas gibi aşındırıcı partiküllerin entegre edilmesiyle üretilmektedir. Sivri uçlu veya çanak şeklindeki farklı tasarımları sayesinde, diğer bitirme ve polisaj sistemlerinin ulaşmakta zorlandığı oluklar, fissürler, embrasürler ve interproksimal bölgelerde etkin kullanım olanağı sağlamaktadır . Bu özellikleri sayesinde özellikle karmaşık anatomik yapıların bulunduğu alanlarda yüzey düzenlemesi ve polisaj işlemlerinin gerçekleştirilmesinde önemli avantajlar sunmaktadır. (Jefferies, 2007)

Yapılan çalışmalarda, alüminyum oksit içeren polisaj fırçalarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde yüzey parlaklığı sağlayabildiği bildirilmiştir. Ayrıca elmas partikülleri içeren keçe destekli polisaj sistemlerinin, özellikle hibrit kompozit restorasyonlarda daha düzgün ve daha düşük pürüzlülüğe sahip yüzeyler oluşturduğu rapor edilmiştir . (Yap ve ark., 2004)

Buna karşılık, yalnızca silikon karbit içeren polisaj fırçalarının tek başına yeterli polisaj etkinliği göstermediği ve ek polisaj aşamalarına ihtiyaç duyabileceği belirtilmiştir. Bu nedenle polisaj fırçaları ve keçe sistemleri, özellikle erişimi güç anatomik bölgelerde restorasyon konturlarını koruyarak bitirme ve polisaj işlemlerini destekleyen tamamlayıcı araçlar olarak kullanılmaktadır. (Türkün & Türkün, 2004)



Şekil 6 : Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler

7.Rezin Matriks Frezler

Yapısında aşındırıcı bileşen olarak polimer veya rezin matriks bulunan frezler, kontrollü materyal uzaklaştırılması amacıyla geliştirilmiş bitirme araçlarıdır. Bu frezler, kompozit rezin materyalini çevre mine dokusuna zarar vermeden uzaklaştırabilmeleri nedeniyle konservatif bir yaklaşım sunmaktadır. Kompozit artıklarının temizlenmesinin yanı sıra, ortodontik tedavi sonrasında diş yüzeyinde kalan adeziv kalıntılarının giderilmesinde de etkili şekilde kullanılabilirler. Ayrıca periodontal kök yüzeyi düzeltme işlemlerinde ve erişimin güç olduğu bölgelerdeki yüzey renklenmelerinin uzaklaştırılmasında da kullanım alanı bulmaktadırlar. (Ölmez & Kisbet, 2012) (Jefferies, 1998)

Polimer esaslı bitirme frezlerine örnek olarak StainBuster (Danville) sistemi gösterilebilir. (Jefferies, 2007)



Şekil 7: Rezin matriks frezler

8. Polisaj Patları

Polisaj patları, restorasyon yüzeylerinde yüksek parlaklık ve düşük yüzey pürüzlülüğü elde etmek amacıyla kullanılan ince aşındırıcı sistemlerdir. Genellikle gliserin bazlı taşıyıcılar içerisinde dağıtılmış çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içermektedirler. Alüminyum oksit partiküllerinin boyutu çoğunlukla 1 µm veya daha küçükken, elmas partiküllerinin boyutları genellikle 1–10 µm arasında değişmektedir. Bu patlar, özellikle elmas frezlerle gerçekleştirilen şekillendirme ve bitirme işlemlerinin ardından yüzey kalitesini artırmak amacıyla kullanılmaktadır.

Uygulama sırasında genellikle keçe, sünger veya benzeri yumuşak aplikatörlerden yararlanılmaktadır. Polisaj patlarının sulu ortamda kullanılması, daha kontrollü ve ince bir aşındırma sağlayarak yüzey bütünlüğünün korunmasına katkıda bulunmaktadır. Buna karşılık, kuru ortamda uygulanan polisaj patlarının daha agresif bir aşındırıcı etki gösterdiği bildirilmektedir. Ayrıca alüminyum oksit içerikli polisaj patlarının keçe veya sünger aplikatörlerle uygulanmasının polisaj etkinliğini artırdığı ve daha parlak yüzeylerin elde edilmesine yardımcı olduğu rapor edilmiştir . (Jefferies, 2007)

9.Şeffaf Bant

Şeffaf bant altında polimerize edilen rezin kompozit restorasyonlar, her ne kadar tamamen kusursuz yüzey özellikleri göstermese de, direkt estetik restoratif materyaller arasında en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip yüzeylerin elde edilmesini sağlamaktadır. Yüzeyde gözlenen düzensizlikler çoğunlukla şeffaf bant materyalinin yüzey özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, restorasyona uygun anatomik konturların kazandırılması ve oklüzal uyumun sağlanması amacıyla tüberkül ve fissür bölgelerinde polimerizasyon sonrasında gerçekleştirilen düzeltmeler, başlangıçta elde edilen pürüzsüz yüzeyin bozulmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle oluşan yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi ve restorasyonun estetik ile fonksiyonel özelliklerinin iyileştirilmesi

amacıyla bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması gerekmektedir . (Ölmez & Kisbet, 2012)
(Watanabe ve ark., 2005)



Şekil 8 : Şeffaf Bant

KAYNAKÇA

- Anusavice, K. J. (2003). Finishing and polishing materials. In K. J. Anusavice (Ed.), *Phillips' science of dental materials* (11th ed., pp. 351–377). St. Louis, MO: Saunders.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). St. Louis, MO: Elsevier.
- Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39(Suppl. 1), e9–e17.
- Barakah, H. M., & Taher, N. M. (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 625–631.
- Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2015). Oxygen inhibition layer of composite resins: Effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17(1), 53–60.
- Da Costa, J. B., Goncalves, F., & Ferracane, J. L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: Evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Operative Dentistry*, 36(2), 205–212.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Ankara, Türkiye: Gne Kitabevi.
- Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613–627.
- 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. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42–45.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (3rd ed.). Chicago, IL: Quintessence Publishing.
- O'Brien, W. J., Boenke, K. M., & Groh, C. L. (1991). Coverage errors of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*, 4(1), 45–50.
- lmez, A., & Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj ilemlerindeki yeni gelimeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115–122.
- lmez, A., & Kisbet, S. (2013). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj ilemlerindeki yeni gelimeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115–122.
- Pereira, C. A., Eskelson, E., Cavalli, V., Liporoni, P. C. S., Jorge, A. O. C., & do Rego, M. A. (2011). *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Operative Dentistry*, 36(3), 311–317.

- Scheibe, K. G., Almeida, K. G., Medeiros, I. S., Costa, J. F., & Alves, C. M. (2009). Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science*, 17(1), 21–26.
- Schmidlin, P. R., & Göhring, T. N. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: An index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry*, 29(1), 80–86.
- Türkün, L. S., & Türkün, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry*, 29(2), 203–211.
- Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47(1), 21–25.
- Yap, A. U. J., Ng, J. J., Yap, S. H., & Teo, C. K. (2004). Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. *Operative Dentistry*, 29(1), 87–91.
- Yildiz, E., Sirin Karaarslan, E., Simsek, M., Ozsevik, A. S., & Usumez, A. (2015). Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials. *Dental Materials Journal*, 34(5), 629–639.