

EDİTÖR

Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR

Alanında Araştırmalar
ve Değerlendirmeler

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ

Haziran 2025

İmtiyaz Sahibi • Yaşar Hız
Genel Yayın Yönetmeni • Eda Altunel
Yayına Hazırlayan • Gece Kitaplığı
Editör • Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR

Birinci Basım • Haziran 2025 / ANKARA

ISBN • 978-625-388-444-4

© copyright

Bu kitabın yayın hakkı Gece Kitaplığı'na aittir.
Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan
hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Gece Kitaplığı

Adres: Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak Ümit Apt
No: 22/A Çankaya/ANKARA Tel: 0312 384 80 40

www.gecekitapligi.com
gecekitapligi@gmail.com

Baskı & Cilt
Bizim Buro
Sertifika No: 42488

Restoratif Diş Tedavisi Alanında Araştırmalar ve Değerlendirmeler

Haziran 2025

Editör:
Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZERLER VE RESTORATİF TEDAVİDE KULLANIM ALANLARINA YÖNELİK GÜNCEL BİR BAKIŞ

Kemal Furkan GÜDÜL1

BÖLÜM 2

ADEZİV KÖPRÜLER

Sinem ALKURT KAPLAN.....17

BÖLÜM 3

CAM İYONOMER SİMANLAR VE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

Gül BAYOĞLU25



BÖLÜM

1

DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZERLER VE RESTORATİF TEDAVİDE KULLANIM ALANLARINA YÖNELİK GÜNCEL BİR BAKIŞ

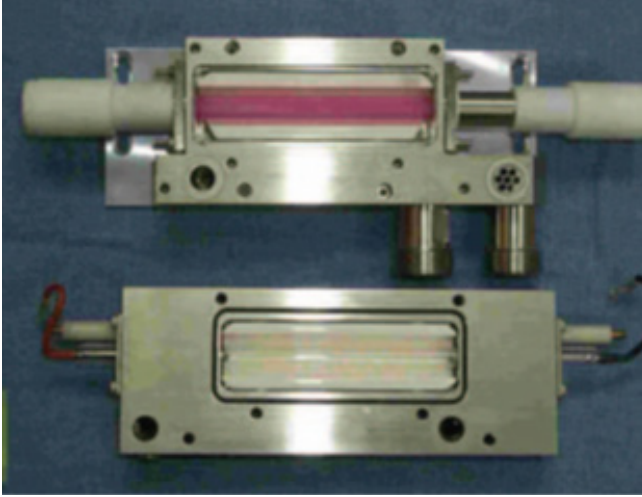
Kemal Furkan GÜDÜL¹

¹ Arş. Gör. Kemal Furkan GÜDÜL, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, kemal.gudul@gop.edu.tr,

ORCID: 0009-0009-0768-092X

1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

Lazer, İngilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ifadesinin kısaltmasıdır ve dilimize “Uyarılmış Radyasyon Emisyonu ile Işık Güçlendirmesi” şeklinde çevrilebilir (George, 2009). Lazer teknolojisinin teorik temelleri, yaklaşık bir asır öncesine dayanmaktadır (Parker, 2007a). 1917 yılında Albert Einstein, belirli bir frekansta gerçekleşen fotoelektrik amplifikasyonun uyarılmış emisyon yoluyla ışık üretimi mümkün kılabileceğini öne sürerek, daha sonra lazerin öncülü olan “Maser” ve lazer teknolojisinin kuramsal altyapısını oluşturmuştur (Einstein, 1916). Bu teorik çerçeve doğrultusunda, ilk çalışan lazer cihazı 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından Malibu’daki Hughes Araştırma Laboratuvarları’nda helyum-neon gaz karışımı kullanılarak geliştirilmiştir (Şekil 1) (Maiman, 1960). Takip eden yıllarda lazer teknolojisinde önemli ilerlemeler kaydedilmiş; 1961 yılında %1-3 oranında neodimyum katkılı itriyum-alüminyum-granat kristalleriyle üretilen katı hal lazerleri geliştirilmiştir. 1962 yılında argon lazerler tanıtılmış, 1963 yılında ise yakut (ruby) lazerin retinal lezyonları pıhtılaştırmak amacıyla kullanılmasıyla birlikte, lazerler ilk kez tıbbi uygulamalarda yer bulmuştur (Gross & Herrmann, 2007).



Şekil 1. Maiman'ın ilk lazerinde kullanılan benzer bir yakut çubuk aktif ortam örneği

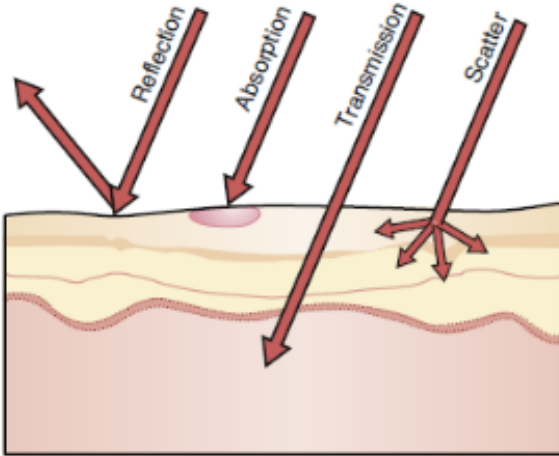
1970’li ve 1980’li yıllarda gerçekleştirilen çalışmalar, dişin sert dokularıyla daha etkili etkileşim sağlayabileceği düşünülen karbondioksit (CO_2) ve neodimyum katkılı itriyum alüminyum granat (Nd:YAG) lazer gibi farklı lazer sistemlerine yönelimi artırmıştır. Bu dönemde, özellikle 1970’lerin ortalarından itibaren tıp alanında lazer teknolojisinin yumuşak doku prosedürlerinde kullanımına dair ilgi belirgin şekilde artmıştır (Gup-

ta & Kumar, 2011). Diş hekimliği pratiğinde lazerin ilk kullanımlarından biri, 1971 yılında Weichman ve Johnson tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu öncü çalışmada, yüksek güçlü kızılötesi CO₂ lazer kullanılarak apikal forameni in vitro olarak kapatma girişiminde bulunulmuştur (Yamamoto, 1980). Takip eden yıllarda lazer teknolojisi önemli ilerlemeler kaydedilmiş; 1989 yılında Keller ve Hibst tarafından gerçekleştirilen deneysel bir çalışmada, 2.940 nm dalga boyuna sahip atımlı erbiyum katkılı YAG (Er:YAG) lazerin mine, dentin ve alveolar kemiğin kesilmesindeki etkinliği başarıyla ortaya konmuştur (Hibst & Keller, 1989). Günümüzde ise lazer teknolojisi, endodontiden periodontolojiye, konservatif tedavilerden cerrahi uygulamalara kadar geniş bir yelpazede diş hekimliği prosedürlerinde klinik olarak kullanılmakta ve pek çok endikasyona sahiptir.

2. Lazerlerin Doku ile Etkileşimi

Dokunun optik özelliklerine bağlı olarak, bir lazerden gelen ışık enerjisi, hedef doku ile aşağıdaki gibi dört farklı etkileşime sahip olabilir (Şekil 2) (Miserendino ve ark., 1995):

- Yansıma (Reflection)
- Soğurma (Absorption)
- Saçılma (Scatter)
- Geçiş (Transmission)



Şekil 2. Lazerlerin doku ile yaptıkları etkileşim

2.1 Yansıma

Yansıma, lazer ışınının hedef dokuya nüfuz etmeden, yüzeyden geri sekmesiyle oluşur ve bu durumda doku üzerinde herhangi bir biyolojik etki meydana gelmez (Convissar, 2015). Lazer ışığının bu özelliği, enerjinin hedef dokuda absorbe edilmeden başka yönler sapmasına neden olur. Özellikle bu yansıyan ışınların, örneğin göz gibi hassas ve korunmasız yapılara yönelmesi durumunda ciddi yaralanmalara yol açabileceği bildirilmiştir.

Ancak bu fenomen, yalnızca istenmeyen bir durum olarak değerlendirilmemelidir; bazı klinik uygulamalarda kontrollü biçimde avantaj sağlar. Örneğin, çürük tespiti amacıyla kullanılan bazı lazer sistemleri, sağlam diş dokusundan yansıyan ışığı analiz ederek mine yapısının yoğunluğunu değerlendirir ve böylece çürük alanların ayırt edilmesine olanak tanır (David & Gupta, 2015).

2.2 Soğurma

Lazer-doku etkileşimlerinde en temel ve istenen mekanizma, lazer enerjisinin hedeflenen biyolojik doku tarafından absorbe edilmesidir (Coluzzi, 2004). Lazer ışını dokuya yönlendirildiğinde, belirli bir dalga boyuna sahip enerji, hedef dokuda emilerek biyolojik etkiler oluşturur (David & Gupta, 2015). Bu absorpsiyon süreci, lazer ışığının taşıdığı enerjinin, hedef dokudaki atom veya moleküllerin elektron kabuklarıyla etkileşime girmesi ve enerji seviyelerinin eşleşmesiyle gerçekleşir (Parker, 2007b). Dokunun lazer enerjisini ne ölçüde absorbe edeceği, büyük ölçüde o dokunun pigmentasyon düzeyi, su içeriği ve kullanılan lazerin dalga boyu gibi fiziksel özelliklerine bağlıdır. Özellikle su ve kromoforlar (örneğin melanin, hemoglobin, hidroksiapatit) belirli dalga boylarında lazer ışığını daha yoğun şekilde emer. Bu nedenle, lazer enerjisinin terapötik etkinliğini sağlayan temel unsur, bu enerjinin biyolojik dokular tarafından yeterli ve kontrollü biçimde emilebilmesidir (Convissar, 2015).

2.3 Saçılma

Saçılma, lazer ışığının dokular içerisinde ilerlerken bir molekülden diğerine yön değiştirerek dağılması sürecidir. Bu olay sırasında ışık, doğrusal yörüngesinden sapar ve çevre dokulara yayılır açılan lazer enerjisi, hedef doku dışındaki alanlara ulaşarak ısı transferine neden olabilir; bu da özellikle cerrahi alanın çevresindeki sağlıklı dokularda istenmeyen termal hasar oluşturma riskini doğurur (Coluzzi, 2004). Öte yandan, lazer ışığının farklı yönler dağılması bazı klinik uygulamalarda avantaj sağlayabilir. Örneğin, saçılan ışık, kompozit rezin materyallerin daha geniş bir alanda

homojen bir şekilde polimerizasyonunu kolaylaştırarak restoratif işlemlerde fayda sağlayabilir (Convissar, 2015).

2.4 Geçiş

Geçiş, lazer enerjisinin hedef doku üzerinde belirgin bir biyolojik etki oluşturmaksızın doğrudan doku içinden geçerek iletilmesi durumudur (David & Gupta, 2015). Bu etkileşim biçimi, esas olarak lazer ışığının dalga boyuna ve hedef dokunun optik özelliklerine bağlıdır. Örneğin, su içeriği yüksek olan dokular, erbiyum ve karbondioksit (CO₂) lazerlerin dalga boylarını etkin biçimde absorbe ederken; diyet ve Nd:YAG lazer dalga boylarına karşı daha geçirgindir. Bu da su içeriği yüksek dokuların bu lazer türlerine karşı daha “şeffaf” olduğu anlamına gelir (Convissar, 2015). Geçiş özelliği aynı zamanda güvenlik açısından risk oluşturabilir. Özellikle ışığın absorbe edilmeden geçmesi sonucu, hedeflenmeyen anatomik yapılar görülebilir. Bu durum, lazer uygulamalarında dikkat edilmesi gereken başlıca güvenlik tehditlerinden biridir (Coluzzi, 2004).

3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

3.1 Nd:YAG Lazerler (Neodymium Yttrium Aluminum Garnet)

Nd:YAG lazerler, 1064 nm dalga boyunda çalışan, özellikle pigmente dokular tarafından yüksek oranda absorbe edilen lazer sistemleridir. Bu yüksek absorpsiyon özelliği, lazeri yumuşak doku cerrahisinde etkin bir hemostatik ajan haline getirir; bu sayede kesme ve pıhtılaştırma işlemleri kontrollü bir şekilde gerçekleştirilebilir (Verma ve ark., 2012). Dental sert dokular tarafından düşük oranda emildiği için, Nd:YAG lazer ışını dokularda yüksek penetrasyon derinliğine sahiptir. Bu durum, lazer enerjisinin yüzey dokular yerine daha derin katmanlara ısı taşınmasına olanak tanır ve bu da derin ısısal etkiler yaratabilir. Ayrıca, pigment içeren çürük lezyonlar, sağlıklı mine dokusuna kıyasla Nd:YAG lazer ışığını daha etkin bir şekilde absorbe eder (Sulewski, 2000).

Nd:YAG lazerler; kontakt, non-kontakt, pulse ve superpulse modlarında çalışabilmektedir (De Moor & Delmé, 2009). Esnek fiberoptik uç yapısı sayesinde özellikle periodontal ceplerde kullanım kolaylığı sağlar (Sulewski, 2000).

Günümüzde Nd:YAG lazerler, diş hekimliğinde kavite preparasyonu, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, hemostaz sağlanması, dentin hassasiyetinin giderilmesi, çürük dokusunun uzaklaştırılması, kök kanalı dezenfeksiyonu ve dişeti cep derinliğinin azaltılması gibi çeşitli endikasyonlarda kullanılmaktadır (Suliman, 2005).

3.2 Karbondioksit (CO₂) Lazerler

Karbondioksit lazerler, 10600 nm dalga boyunda çalışan ve hem tıpta hem de diş hekimliğinde en yaygın kullanılan lazer sistemlerinden biridir (Luk ve ark., 2020). Bu lazerler genellikle temassız çalışır; bu durum, cerrahın dokunma hissini ortadan kaldırırsa da dokuların kontrollü bir şekilde kesilmesini sağlar. CO₂ lazer ışını, su tarafından çok yüksek oranda absorbe edilir. Oral yumuşak dokuların %75-90 oranında su içermesi nedeniyle, uygulanan enerjinin büyük bir kısmı ısıya dönüşür. Bu, enerjinin dokulara yüzeysel olarak emilmesini ve çevre dokulara minimum penetrasyonla aktarılmasını sağlar (Research, 2002).

CO₂ lazerler, 0,5 mm çapa kadar olan damarları pıhtılaştırarak etkin hemostaz sağlar. Bu özellik, cerrahi sahada daha kuru ve net bir görüş alanı oluşturur; bu da onları bistüriye kıyasla avantajlı kılar. İnsizyon derinliği ise doğrudan kullanılan güç ayarı ve maruz kalma süresi ile ilişkilidir. CO₂ lazerle yapılan oral cerrahi genellikle 5–15 Watt arasında bir güçle ve sürekli ya da darbeleri modlarda gerçekleştirilir (Research, 2002).

3.3 Diyet Lazerler

Diyot lazerler, yaklaşık 800–980 nm dalga boyu aralığında çalışan katı hal yarı iletken lazer sistemleridir (Şekil 3). Galyum, arsenit, alüminyum ve indiyum gibi yarı iletken materyallerin kombinasyonlarıyla çalışır ve lazer enerjisini elektrikten ışığa dönüştürürler. Enerji iletimi, fiberoptik kablolar aracılığıyla sağlanır ve genellikle hedef dokuya doğrudan temas ile uygulanır (Klim ve ark., 2000).

Bu dalga boyları, yalnızca su tarafından değil, aynı zamanda melanin ve özellikle oksihemoglobin gibi kromoforlar tarafından da absorbe edilir. Bu özellik, diyet lazerleri yumuşak doku cerrahisinde oldukça etkili hale getirir. Klinik uygulamalar, diyet lazerlerin bistüri ile yapılan işlemlere göre belirli avantajlar sunduğunu göstermektedir. Bunlar arasında; minimal kanama, steril cerrahi alan, azalmış ödem ve yara izi, postoperatif ağrının azalması, dikiş ihtiyacının olmaması ve hızlı iyileşme süreci sayılabilir. Diyet lazerler diş hekimliğinde yaygın olarak; gingivektomi, gingivoplasti, eksizyonel ve insizyonel biyopsiler, kök kanalı dezenfeksiyonu ve dentin hassasiyetinin tedavisi gibi prosedürlerde tercih edilmektedir (Ibacache ve ark., 2020).



Şekil 3. Ultradent Gemini™ 810 + 980 Diyet Lazer

3.4 ER:YAG Lazerler (Erbium, Yttrium, Aluminum, Garnet)

1997 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), çürük temizliği, kavite preparasyonu ve mine yüzeyinin lazerle pürüzlendirilmesi için Er:YAG lazerin kullanımını onaylamıştır. Yaklaşık 2940 nm dalga boyunda çalışan Erbiyum lazerler, özellikle hidroksiapatit tarafından yüksek oranda emildikleri için başlangıçta sert doku lazeri olarak sınıflandırılmıştır. Ancak dokuların optik özellikleri ve absorpsiyon eğrilerine dair yapılan analizler, erbiyum lazerlerin yumuşak dokular üzerinde de etkili ablasyon gerçekleştirebildiğini ve bu dokuları da sert dokularla benzer bir mekanizma ile kesebildiğini ortaya koymuştur (van As, 2004).

Er:YAG lazerler, yüksek hızlı döner aletlere kıyasla diş sert dokularının uzaklaştırılmasında bir dizi avantaj sunar. Lazerle işlem sırasında temas ve titreşim olmaması, hastalar açısından ağrının azalmasına veya tamamen ortadan kalkmasına katkı sağlar. Özellikle çürük dokusunun yüksek su ve organik içerik oranı nedeniyle, bu bölgeler lazer tarafından sağlıklı dokulara kıyasla daha hızlı ve seçici olarak uzaklaştırılabilir. Ayrıca, lazerle uygulanan enerji mine yüzeyinde mikroyapısal değişiklikler oluşturarak, yüzeyin adeziv restorasyonlara uygun hale getirilmesine katkı sağlayabilir (Ramalho ve ark., 2015).

Morfolojik ve histolojik çalışmalar, Er:YAG lazer uygulaması esnasında çevredeki sert ve yumuşak dokularda minimal termal hasar oluştuğunu göstermektedir. Bu durum, uygun lazer parametrelerinin seçilmesi ve işlem sırasında su sprej soğutmasının kullanılması ile ilişkilidir. Sıcaklık artışlarını değerlendiren çalışmalar, bu lazerin kullanımı sırasında pulpa dokusunun bütünlüğünün korunduğunu ve yalnızca sınırlı düzeyde ısınma meydana geldiğini rapor etmiştir (Keller ve ark., 1998).

3.5 Argon Lazerler

Argon lazerlere yönelik ilgi, bu lazerlerin mavi ışık spektrumundaki (450–500 nm) emisyonlarının, geleneksel halojen ışık kaynaklarının yerini alabilecek potansiyele sahip olduğunun anlaşılmasıyla belirgin şekilde artmıştır (Kelsey III ve ark., 1991). Argon lazerler, 457–502 nm dalga boyu aralığında çalışmakta olup, hem sürekli hem de atımlı modlarda kullanılabilir. Bu lazer türü, özellikle kompozit rezin materyallerinin polimerizasyonu ve diş beyazlatma uygulamaları gibi estetik diş hekimliği prosedürlerinde yaygınlık kazanmıştır. Ayrıca argon lazerler; dişeti oluşunun şekillendirilmesi, gingival konturların estetik düzenlenmesi, oral ülser tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi çeşitli yumuşak doku uygulamalarında da başarılı şekilde kullanılmaktadır (Dederich & Bushick, 2004).

Argon lazerin en önemli avantajlarından biri, hemoglobin tarafından güçlü bir şekilde emilen dalga boylarında çalışarak etkin bir hemostaz sağlamasıdır (Dederich & Bushick, 2004). Ayrıca, bu lazerle gerçekleştirilen polimerizasyon işlemleri sırasında, pulpa dokusunda oluşan sıcaklık artışı, kuvars tungsten halojen (QTH) ışık kaynaklarına göre önemli ölçüde daha düşüktür. Bu, termal zararın en aza indirilmesine katkı sağlar. Bununla birlikte, argon lazer ışını mine ve kök yüzeyi dentininde yüzeysel kimyasal değişiklikler meydana getirerek, bu bölgelerin asite karşı dirençli hale gelmesine ve böylece ikincil çürük oluşma riskinin azalmasına katkıda bulunabilir (Walsh, 2003).

4. Lazerlerin Restoratif Tedavide Kullanım Alanları

4.1 Dentin Hassasiyeti Tedavisi

Lazer tedavisi, ilk kez 1985 yılında dentin aşırı duyarlılığının tedavisine yönelik potansiyel bir yöntem olarak tanıtılmıştır. Bu tarihten itibaren lazerlerin bu alandaki kullanımı üzerine çok sayıda çalışma gerçekleştirilmiş ve önemli miktarda bilimsel veri birikimi sağlanmıştır (Asnaashari & Moeini, 2013).

Lazerlerin dentin hassasiyetini azaltmadaki etkinliği; kullanılan lazerin tipi, uygulama parametreleri ve klinik protokollere bağlı olarak %5 ile %100 arasında değişen sonuçlar göstermektedir. Yapılan araştırmalar; Nd:YAG, Er:YAG ve düşük seviyeli Galyum-Alüminyum-Arsenit (Şekil 4) lazerlerin dentin hassasiyetini azaltmada belirli bir etki sağladığını bildirirse de, bu azalmaların çoğu çalışmada plasebo veya pozitif kontrol gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığı da belirtilmiştir (Orchardson & Gillam, 2006).



Şekil 4. Galyum-Alüminyum-Arsenit lazer uygulaması

Lazerin dokularla olan etkileşimi, kullanılan lazerin aktif ortamı, dalga boyu, güç yoğunluğu ve hedef dokunun optik özellikleri gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak farklı biyolojik yanıtların ortaya çıkmasına neden olabilir (Ladalar ve ark., 2004). Bu bağlamda Pashley, lazerin etkisinin iki temel mekanizma üzerinden gerçekleşebileceğini öne sürmektedir: Bunlardan ilki, dentin tübüllerinde yer alan sıvının içerdiği plazmanın koagülasyonu ve proteinlerin çökmesi yoluyla dentin tübüllerinin tıkanmasıdır. İkinci olası mekanizma ise, lazer ışınının nöronal aktiviteyi modifiye ederek sinir iletimini azaltmasıdır (Asnaashari & Moeini, 2013). Bu mekanizmalar, dentin hassasiyetinin geçici veya kalıcı olarak azalmasına aracılık edebilir.

4.2 Kavite Preparasyonu

Geleneksel döner aletlere alternatif olarak geliştirilen lazer destekli kavite preparasyon yöntemleri, son yıllarda hem hastalar hem de klinisyenler açısından giderek daha fazla tercih edilmektedir. Bu tercih, özellikle mekanik yöntemlerde karşılaşılan titreşim, gürültü ve ağrı gibi olumsuzlukların lazer uygulamalarıyla büyük ölçüde ortadan kaldırılabileceği düşüncesine dayanmaktadır (Freitas ve ark., 2007; Shigetani ve ark., 2002).

İlk etapta kavite preparasyonu amacıyla Nd:YAG ve CO₂ lazer sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Ancak bu lazerlerin uygulaması sırasında oluşan yüksek termal etkiler, pulpa dokusunda geri dönüşü olmayan hasarlara yol açabildiğinden bu lazerlerin kullanımı klinik açıdan sınırlı kalmıştır (Shigetani ve ark., 2002). Bu nedenle, 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazer, hem sert dokuda etkili ablasyon sağlayabilmesi hem de çevre dokularda minimal termal hasara yol açması nedeniyle öne çıkmıştır.

Wigdor ve ark. yaptığı deneysel bir çalışmada, köpek dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerde pulpa dokusunda diğer lazer türlerine kıyasla daha az doku hasarı meydana geldiği gözlemlenmiştir (Wigdor ve

ark., 1993). Ayrıca, Tanabe ve ark. tarafından yapılan immünohistokimyasal değerlendirmede, Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin, konvansiyonel frez ile hazırlanan kavitelerle karşılaştırıldığında pulpa dokusunun verdiği yanıt açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir (Tanabe ve ark., 2015).

4.3 Diş Beyazlatma (Ağartma)

FDA'ya göre, beyazlatma, dişlerin yalnızca doğal rengini geri kazandırmayı amaçlarken; ağartma (bleaching) işlemi, doğal rengin ötesinde daha açık tonlar elde etmeyi hedeflemektedir. Beyazlatma işlemi, genellikle diş yüzeyinde biriken renklemelerin temizlik veya parlaticı ajanlar ile uzaklaştırılması yoluyla gerçekleştirilirken; ağartma işlemi, reaktif oksijen türlerinin etkisiyle diş dokusu içerisindeki kromoforların oksidatif yıkımı esasına dayanır (Arce ve ark., 2013).

Dental ağartma işlemi, diş sert dokularında yer alan uzun zincirli, koyu pigmentli kromofor moleküllerinin, reaktif serbest radikaller aracılığıyla daha küçük, renksiz ve yayılabilir moleküllere ayrılması ile gerçekleşir. Bu reaksiyon esasen bir oksidasyon-redüksiyon (redoks) süreci olarak tanımlanabilir. Bu süreçte en yaygın kullanılan aktif bileşen, yüksek reaktivitesi nedeniyle hidrojen peroksittir (HP). HP ya doğrudan uygulanmakta ya da karbamid peroksit ve sodyum perborat gibi diğer beyazlatıcı maddelerin parçalanması sonucu ortaya çıkmaktadır (Fornaini ve ark., 2013).

Lazerin diş beyazlatmada kullanılmasına yönelik ilk girişimler, 1990'lı yılların başlarında başlamıştır. Bu dönemde lazerle aktive edilen diş beyazlatma teknikleri, hidrojen peroksitin etkinliğini artırmak amacıyla geliştirilmiştir. FDA, 1996 yılında bu amaçla iki lazer dalga boyunu onaylamıştır: Argon lazer (488/514 nm) ve CO₂ lazer (10.600 nm).

2004 yılında, eksternal diş beyazlatmada en yaygın kullanılan lazerler diyot lazer, argon lazer, frekansı iki katına çıkarılmış Nd:YAG veya KTP lazer ve CO₂ lazer (karışımı ısıtmak için) ve Argon lazer (hidrojen peroksitin ayrışma sürecini hızlandırmak için) kombinasyonuydu. 2007 yılında 980 nm diyot lazer, FDA onayı alarak klinik kullanımda yerini almıştır. Ancak yapılan çalışmalarda, bu lazer uygulamasının pulpa içi sıcaklık artışı ve buna bağlı olarak dentin hassasiyetine yol açabileceği belirlenmiştir. Bu nedenle FDA, daha güvenli kullanım aralığı olarak 790-980 nm diyot lazer spektrumunu da onaylamıştır. Günümüzde ise, KTP lazer (532 nm) dalga boyuna sahip sistemlere yönelik ilgi artmakta; bu lazerlerin daha düşük termal etki ile etkin beyazlatma sağladığı düşünülmektedir (Arce ve ark., 2013).

4.4 Çürük Tespiti

Diş hekimliğinde çürük lezyonlarının erken ve doğru teşhisi, koruyucu yaklaşımların başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Bu amaçla geliştirilen cihazlardan biri lazer floresans (LF) teknolojisidir. Lazer floresans yönteminin temelinde, çürük dokunun ışık yayılma (scattering) katsayısının, sağlıklı sert dokuya kıyasla daha yüksek olması yatar. Bu teknikte, diş yüzeyine floresans oluşturan belirli dalga boylarında bir lazer ışını uygulanır. Uygulanan bu ışık, diş dokularından yansıtıldığında; sağlıklı ve demineralize mine bölgeleri arasında oluşan floresans farkı cihaz tarafından algılanır ve değerlendirilir. Bu sayede çürüğün varlığı, ilerleme derecesi ve lokalizasyonu non-invaziv ve hızlı bir şekilde saptanabilir. Lazer floresans teknolojisi, özellikle başlangıç düzeyindeki mine lezyonlarının tespitinde konvansiyonel radyografik yöntemlere göre daha duyarlı sonuçlar verebilmekte; böylece erken dönemde remineralizasyon gibi koruyucu tedaviler için önemli bir fırsat sunmaktadır (Lussi ve ark., 2001).

4.5 Dezenfeksiyon

Fotoaktif dezenfeksiyon (PAD), düşük güçlü lazer sistemleri ile fotosensitizan ajanların sinerjik etkileşimine dayanan bir antimikrobiyal yöntemdir. Bu teknikte genellikle 100 mW gücünde, görünür kırmızı spektrumunda çalışan yarı iletken diyot lazerleri ile birlikte ticari olarak toluidine mavisi (tolonium chloride) kullanılmaktadır. PAD uygulamalarının öncülüğünü yapan ilk çalışmalarda ise Helium-Neon (He-Ne) lazerlerinin tercih edildiği bildirilmektedir (Lussi ve ark., 2001). Ayrıca, Erbium, Nd:YAG ve diyot lazerlerin özgün fiziksel özellikleri doğrultusunda bakterisidal etkiler gösterdiği bildirilmektedir. Bu etkinin temelinde, lazer radyasyonunun su tarafından yüksek oranda absorbe edilmesi yer almakta olup, bu durum hücre içi sıvının ısınmasına neden olmakta ve sonuç olarak bakteriler yavaşsal aktivitelerini kaybederek inaktive olmaktadır (Pirnat ve ark., 2011).

5. Lazer Güvenliği

Lazer uygulamalarında temel öncelik; çevrenin, cihazın, klinik ekibi ve hastanın güvenliğini sağlamaktır. Lazer ışınının doğrudan teması sonucu oluşabilecek birincil hasarlar (özellikle göz ve deri yaralanmaları) ile lazer uygulamasına doğrudan bağlı olmayan ancak kullanım esnasında ortaya çıkabilecek ikincil hasarlar (mekanik, elektriksel veya kimyasal kaynaklı) dikkate alınmalıdır. Ayrıca, yangın riski de önemli bir güvenlik sorunudur. Bu riski en aza indirmek amacıyla uygulama ortamında yanıcı sıvı veya gazların bulundurulmaması ve kullanılacak gazlı bez gibi materyallerin serum fizyolojik ile nemlendirilerek kullanılması önerilmektedir (Parker, 2007c).

Dental lazerler, diş hekimliği uygulamalarında daha az invaziv, kanamassız ve ağrısız müdahalelere olanak tanıyarak önemli avantajlar sunar. Ancak bu avantajlara rağmen, lazer uygulamalarında güvenlik temel öncelik olmalıdır. Tüm klinik personelin lazer güvenliği konusunda yeterli bilgiye sahip olması ve gerekli eğitimleri alması gereklidir. Lazerle yapılacak işlemler öncesinde, uygulama alanına özel bir güvenlik protokolü hazırlanmalı ve bu süreçte Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (ANSI) tarafından belirlenen lazer güvenlik standartlarına eksiksiz şekilde uyulmalıdır. Uygun protokollerin izlenmesi, lazer kullanımına bağlı oluşabilecek komplikasyonların büyük ölçüde önlenmesine katkı sağlar (Çelikkol & Erdilek, 2018).

Kaynaklar

- Arce, C., Araya, C., & De Moor, R. (2013). Potassium-titanyl-phosphate (KTP) Laser and Dental Bleaching. Literature review. *Journal of Oral Research*, 2(3), 153-157.
- Asnaashari, M., & Moeini, M. (2013). Effectiveness of lasers in the treatment of dentin hypersensitivity. *Journal of lasers in medical sciences*, 4(1), 1.
- Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics*, 48(4), 751-770.
- Convissar, R. A. (2015). *Principles and Practice of Laser Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Çelikkol, B., & Erdilek, N. (2018). Diş Hekimliğinde Güvenli Lazer Kullanımı: Derleme. Medical Journal of Süleyman Demirel University, 25(4), 481-486.**
- David, C. M., & Gupta, P. (2015). Lasers in dentistry: a review. *Int J Adv Health Sci*, 2(8), 7-13.
- De Moor, R., & Delmé, K. (2009). Laser assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure, part 1: laser-assisted cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry*, 11(6), 427-438.
- Dederich, D. N., & Bushick, R. D. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204-212.
- Einstein, A. (1916). *Zur quantentheorie der strahlung*. Verlag u. Druck Gebr. Leemann.
- Fornaini, C., Lagori, G., Merigo, E., Meleti, M., Manfredi, M., Guidotti, R., Seraj, A., & Vescovi, P. (2013). Analysis of shade, temperature and hydrogen peroxide concentration during dental bleaching: in vitro study with the KTP and diode lasers. *Lasers in medical science*, 28, 1-6.
- Freitas, P. M., Navarro, R. S., Barros, J. A., & Eduardo, C. D. P. (2007). The use of Er: YAG laser for cavity preparation: an SEM evaluation. *Microscopy research and technique*, 70(9), 803-808.
- George, R. (2009). Laser in dentistry-Review. *Int J Dent Clin*, 1(1), 13-19.
- Gross, A. J., & Herrmann, T. R. (2007). History of lasers. *World journal of urology*, 25, 217-220.
- Gupta, S., & Kumar, S. (2011). Lasers in Dentistry-An Overview. *Trends in Bio-materials & Artificial Organs*, 25(3).
- Hibst, R., & Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in surgery and medicine*, 9(4), 338-344.
- Ibacache, M. C. T., Arcos, P., Sanchez, S., & Weinstein, G. (2020). Use of diode lasers in dentistry. *Clinical Dentistry Reviewed*, 4(1), 1-7.

- Keller, U., Hibst, R., Geurtsen, W., Schilke, R., Heidemann, D., Klaiber, B., & Raab, W. (1998). Erbium: YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *Journal of dentistry*, 26(8), 649-656.
- Kelsey III, W. P., Blankenau, R. J., & Powell, G. L. (1991). Application of the argon laser to dentistry. *Lasers in surgery and medicine*, 11(6), 495-498.
- Klim, J. D., Fox, D. B., Coluzzi, D. J., Neckel, C. P., & Swick, M. D. (2000). The diode laser in dentistry. *Rev Wavelengths*, 8(4), 13-16.
- Ladalarado, T. C. C. G. P., Pinheiro, A., Campos, R. A. d. C., Brugnera Júnior, A., Zanin, F., Albernaz, P. L. M., & Weckx, L. L. M. (2004). Laser therapy in the treatment of dentine hypersensitivity. *Brazilian dental journal*, 15, 144-150.
- Luk, K., Zhao, I. S., Yu, O. Y., Zhang, J., Gutknecht, N., & Chu, C. H. (2020). Effects of 10,600 nm carbon dioxide laser on remineralizing caries: a literature review. *Photobiomodulation, photomedicine, and laser surgery*, 38(2), 59-65.
- Lussi, A., Megert, B., Longbottom, C., Reich, E., & Francescut, P. (2001). Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *European journal of oral sciences*, 109(1), 14-19.
- Maiman, T. H. (1960). Stimulated optical radiation in ruby. *nature*, 187(4736), 493-494.
- Miserendino, L. J., Levy, G., & Miserendino, C. A. (1995). Laser interaction with biologic tissues. *Miserendino LJ, Pick RM. Laser in Dentistry. Chicago: Quintessence*, 39-56.
- Orchardson, R., & Gillam, D. G. (2006). Managing dentin hypersensitivity. *The Journal of the American Dental Association*, 137(7), 990-998.
- Parker, S. (2007a). Introduction, history of lasers and laser light production. *British dental journal*, 202(1), 21-31.
- Parker, S. (2007b). Laser-tissue interaction. *British dental journal*, 202(2), 73-81.
- Parker, S. (2007c). Laser regulation and safety in general dental practice. *British dental journal*, 202(9), 523-532.
- Pirnat, S., Lukac, M., & Ihan, A. (2011). Study of the direct bactericidal effect of Nd: YAG and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria. *Lasers in medical science*, 26, 755-761.
- Ramvalho, K. M., Hsu, C.-y. S., de Freitas, P. M., Aranha, A. C. C., Esteves-Oliveira, M., Rocha, R. G., & de Paula Eduardo, C. (2015). Erbium lasers for the prevention of enamel and dentin demineralization: a literature review. *Photomedicine and laser surgery*, 33(6), 301-319.
- Research, S. (2002). Lasers in periodontics. *Journal of periodontology*, 73(10), 1231-1239.

- Shigetani, Y., Okamoto, A., Abu-Bakr, N., & Iwaku, M. (2002). A study of cavity preparation by Er: YAG laser observation of hard tooth structures by laser scanning microscope and examination of the time necessary to remove caries. *Dental materials journal*, 21(1), 20-21.
- Sulewski, J. G. (2000). Historical survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 717-752.
- Sulieman, M. (2005). An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. *Dental update*, 32(5), 286-296.
- Tanabe, R., Nguyen, T. T., Sugiura, T., & Ito, Y. (2015). Bubble dynamics in metal nanoparticle formation by laser ablation in liquid studied through high-speed laser stroboscopic videography. *Applied Surface Science*, 351, 327-331.
- van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics*, 48(4), 1017-1059.
- Verma, S. K., Maheshwari, S., Singh, R. K., & Chaudhari, P. K. (2012). Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *National journal of maxillofacial surgery*, 3(2), 124.
- Walsh, L. (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal*, 48(3), 146-155.
- Wigdor, H., Abt, E., Ashrafi, S., & Walsh, J. T. (1993). The effect of lasers on dental hard tissues. *The Journal of the American Dental Association*, 124(2), 65-70.
- Yamamoto, H. (1980). Prevention of dental caries by Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res*, 59, 2171-2177.



BÖLÜM

2

ADEZİV KÖPRÜLER

Sinem ALKURT KAPLAN¹

1 Arş. Gör., Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, sinem.alkurt@gmail.com, ORCID: 0000-0001-7282-5755

GİRİŞ

Diş eksikliklerinin tedavisinde restoratif yaklaşımlar zamanla evrilmiş, minimal invaziv diş hekimliği geliştikçe biyolojik dokuya saygılı, konservatif ve estetik çözümler ön plana çıkmaya başlamıştır. Bu doğrultuda geliştirilen adeziv köprüler, özellikle tek diş eksikliklerinin giderilmesinde uzun süredir kullanılan ve günümüzde de tercih edilen restoratif seçeneklerden biri haline gelmiştir (1). Geleneksel sabit köprülere kıyasla minimal diş preparasyonu gerektirmesi, diş dokusunun büyük oranda korunmasına olanak tanımaktadır. Mine seviyesinde yapılacak sınırlı bir aşındırma/aşındırma gerektirmeksizin uygulanabilmeleri biyolojik dokuya zarar verme riskini azalmakta ve ileride gerekebilecek diğer tedavi seçeneklerinin uygulanmasına imkan sağlamaktadır (2).

1. Tarihçesi

Adeziv köprülerin klinik kullanımı ilk olarak 1970’li yıllarda Pierre Rochette tarafından geliştirilen, metal retainer yüzeyine açılan makro delikler arasına giren yapıştırma simanı ile mekanik tutuculuk sağlanan köprülerle başlamıştır. Diş dokusunu koruyan bu konservatif yaklaşım diş hekimliğinde yenilikçi olsa da sınırlı retansiyon nedeniyle uzun dönem başarısı istenen düzeye ulaşamamıştır (3). Bu eksikliği gidermek amacıyla 1980’li yıllarda Maryland Üniversitesi’nde geliştirilen ve asitle pürüzlendirilmiş metal yüzeylere rezin bağlanmasını esas alan “Maryland” köprü konsepti daha güçlü bir bağlanma ve klinik başarı sunarak adeziv köprülerin tarihinde önemli bir dönüm noktası olmuştur (4). İlerleyen yıllarda adeziv sistemlerin, metal ve seramik yüzey işlemlerinin ve rezin simanların gelişmesiyle birlikte bu restorasyonların tutuculuğu ve dayanıklılığı artmış; günümüzde özellikle tek diş eksikliklerinde minimal invaziv bir tedavi seçeneği olarak yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (5).

2. Materyale Göre Sınıflandırılması

Adeziv köprülerin materyale göre sınıflandırılması, restorasyonun estetik ve başarısı, mekanik dayanıklılığı ve bağlanma kapasitesi açısından klinik sonuçları doğrudan etkileyen önemli bir kriterdir. Günümüzde adeziv köprülerde yaygın olarak metal alaşımlar, seramik materyaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler kullanılmaktadır (6).

Metal destekli adeziv köprüler genellikle nikel-krom ya da kobalt-krom esaslı alaşımlardan üretilmekte olup, yüksek mekanik dayanıklılıkları nedeniyle posterior bölgelerde sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak opak yapıları ve estetik sınırlamaları sebebiyle anterior bölgede kullanımları kısıtlıdır (7).

Tam seramik adeziv köprüler, yüksek translusensiteleri sayesinde doğal diş yapısına benzer görünüm sunmakta ve anterior bölgede sıklıkla kullanılmaktadır (8).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler kullanılarak yapılan adeziv köprüler ise cam veya polietilen fiberlerin tercih edildiği hem direkt hem de indirekt olarak uygulanabilen restorasyonlardır. Estetik görünimleri ve minimal preparasyon gerektirmeleri sayesinde konservatif yaklaşımlar için kullanımları uygundur (9). Materyal seçimi yapılırken; hastanın bireysel klinik özellikleri, estetik beklentileri ve fonksiyonel ihtiyaçları dikkate alınmalıdır.

2.1. Metal destekli adeziv köprüler

Metal destekli adeziv köprüler, klinik olarak ilk kullanılan ve günümüzde de posterior bölgede tercih edilen restorasyon tiplerinden biridir. Genellikle nikel-krom ya da kobalt-krom alaşımlarından üretilen bu köprüler, yüksek mekanik dayanımları sayesinde çiğneme kuvvetlerine dayanıklıdır (10). Uzun dönem klinik başarı için metal yüzeyin tutuculuğunu arttıracak şekilde pürüzlendirme, elektrokimyasal işlem veya metal primer uygulamaları yapılmakta; bu işlemler simanla birlikte mekanik ve kimyasal bağlanmayı güçlendirmektedir. Klinik veriler, metal destekli adeziv köprülerin 5 yıllık sağkalım oranının yaklaşık %90 seviyesinde olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, metalin opak yapısı bu köprülerin anterior bölgede kullanımını sınırlamakta, seramik veya fiber destekli alternatiflerin ön plana çıkmasına neden olmaktadır (11). Uygun vaka seçimi ve doğru yüzey işlemleri uygulandığında, metal destekli adeziv köprüler uzun ömürlü ve dayanıklı bir restoratif seçim sunmaktadır.

2.2. Seramik destekli adeziv köprüler

Seramik destekli adeziv köprüler, özellikle estetik beklentilerin yüksek olduğu hastalarda metal destekli köprülere alternatif olarak geliştirilmiştir. Doğal diş yapısına benzer renk ve ışık geçirgenliğine sahip olmaları nedeniyle özellikle anterior bölgede estetik sonuçlar sunmaktadırlar (12). İlk dönemlerde bu köprüler kırılğan yapıları nedeniyle sınırlı klinik başarı göstermiş olsalar da teknolojiyle birlikte geliştirilen yüksek dayanımlı seramik materyaller sayesinde bu restorasyonlar günümüzde daha dayanıklı ve güvenli hale gelmişlerdir. Estetik avantajlarının yanı sıra, metal içermemeleri nedeniyle biyouyumlu bir yapı sunar ve diş eti dokularıyla daha iyi uyum göstermektedirler (13). Seramik destekli adeziv köprüler hem estetik hem de biyolojik açıdan avantajlı olmaları nedeniyle uygun endikasyona sahip hastalarda güvenle tercih edilebilecek modern ve konservatif bir tedavi seçenği olarak ön plana çıkmaktadır (14).

2.3. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, 1990'lı yıllardan itibaren sabit bölümlü protezlerde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Marjinal adaptasyonları, estetik özellikleri ve mekanik performansları sayesinde geleneksel metal destekli adeziv köprülerin yerini almaya başlamışlardır (15). Hem laboratuvar ortamında hem de doğrudan hasta üzerinde hazırlanabilme seçeneği sunarak restoratif diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Adeziv sistemlerdeki teknolojik gelişmeler, bu restorasyonların tutuculuğunu ve dayanıklılığını artırırken invaziv preparasyon gereksinimini de önemli ölçüde azaltmıştır. Böylece özellikle destek dişlerde minimal doku kaybı ile restorasyonun mümkün olması, fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüleri oldukça popülerleştirmiştir. Anterior ve posterior bölgedeki tek diş eksikliklerinde çevre dokularla biyolojik uyumu yüksek, estetik olarak beklentiye karşılama ve fonksiyonel açıdan başarılı sonuçlar sunmaları nedeniyle bu köprüler günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (16).

3. Endikasyon ve Kontraendikasyonları

Adeziv köprüler, minimal invaziv yaklaşımları ve doku dostu yapılarıyla özellikle tek diş eksikliklerinde fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılayabilmeleri sayesinde klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir (17). Bu restorasyonlar özellikle genç hastalarda, büyüme ve gelişimin henüz tamamlanmamış olması nedeniyle implant uygulamasının kontraendike olduğu durumlarda geçici veya orta vadeli bir çözüm olarak önerilmektedir (18). Estetik beklentilerin ön planda olduğu anterior bölgede seramik veya fiberle güçlendirilmiş materyallerle, posterior bölgede ise metal altyapılarla başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir. Yeterli mine dokusu bulunan, periodontal açıdan sağlıklı, çürüksüz ve dengeli kuvvetlere maruz kalan destek dişler bu restorasyonlar için ideal olarak değerlendirilmektedir (19).

Bununla birlikte adeziv köprülerin başarısı büyük ölçüde uygun vaka seçimine bağlıdır. Birden fazla dişin eksik olduğu ya da geniş dişsiz boşlukların bulunduğu durumlarda bu tedavi yöntemi önerilmemektedir. Para-fonksiyonel alışkanlıklar varlığında restorasyonun ömrü kısıtlı olabilmektedir. Ayrıca kısa klinik kron boyu, eğimli ya da rotasyonlu diş pozisyonları gibi faktörler de tedavinin başarısını sınırlayabilmektedir. Bu nedenle adeziv köprü uygulamalarında endikasyonların dikkatle değerlendirilmesi ve vakaya uygun yaklaşılması restorasyonun uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir (20).

4. Avantaj ve Dezavantajları

Adeziv köprülerde kullanılan farklı materyallerin avantaj ve dezavantajları hem klinik başarı hem de uygulama biçimi açısından belirgin farklılıklar göstermektedir.

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler; iyi bir estetik sağlama, bağlayıcı ajanların daha iyi adezyon göstermesi, doğrudan hastada üzerinde hazırlanabilme imkanı ve düşük maliyet gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca kırık ya da aşınma durumlarında kompozit rezin ya da fiber eklenerek tamir edilebilmeleri bu köprülerin belirgin avantajlarındanıdır. Ancak; kompozit rezinlerin aşınma veya kırılma ihtimali ve yeterli kalınlık sağlamak için daha fazla preparasyon ihtiyacı olması bu köprülerin dezavantajları arasında sayılabilir (5).

Seramik destekli adeziv köprülerin üstün estetik özellikleri, biyouyumlulukları ve plak birikiminin azaltılmasına katkı sağlamaları avantajları arasında sayılabilir. Buna karşın; materyalin kırılma ihtimali yüksek, laboratuvar maliyetleri pahalı ve tamir edilmeleri imkansızdır (21).

Metal destekli adeziv köprüler ise uzun dönem klinik başarılarıyla desteklenen güvenilir restorasyonlardır. Bununla birlikte, estetik açıdan sınırlı olmaları ve metal içeriği nedeniyle hasta memnuniyetinin düşebilmesi bu sistemin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır (21).

5. Klinik Uygulama Adımları

Adeziv köprülerin uzun dönem başarısı yalnızca uygun vaka seçimine değil, aynı zamanda klinik protokolün eksiksiz ve dikkatli şekilde uygulanmasına bağlıdır.

Klinik protokol genellikle üç aşamada değerlendirilir: preparasyon, yüzey işlemleri ve simantasyon. Adeziv köprü uygulamaları diş yüzeyinde preparasyon yapılmadan veya minimum mine dokusunun uzaklaştırıldığı preparasyondan sonra uygulanır. Mine seviyesinde hazırlanan minimal invazivpreparasyon restorasyona yer sağlar. Asit ile pürüzlendirme işlemi, mine prizmalarının kesintiye uğraması ile daha etkili şekilde gerçekleşir. Yapıştırma simanı için yüzey alanı ve ıslanabilirlik özelliği artar. Adeziv simantasyon işleminin mine dokusuna uzun süreli ve güvenilir mikromekanik bağlanma dayanıklılığı sağlaması için diş preparasyon derinliği mine sınırları içinde kalmalıdır. Birçok farklı preparasyon tasarımı olmasına rağmen küçük proksimal kutu preparasyonu ve singulumda yer alan oluk şeklinde gerçekleştirilen preparasyon en sık tercih edilenlerdir (22).

Yüzey işlemlerinde destek dişlerin mine yüzeyleri fosforik asitle pürüzlendirilirken; restorasyon materyaline bağlı olarak metal için kumlama

ve primer uygulaması, seramik yüzeylerde ise hidroflorik asit ve silan kullanımı önerilmektedir. Simantasyon için ise dual cure ya da ışıkla polimerize olan rezin simanlar tercih edilmektedir. Restorasyonun yerleştirilmesinin ardından siman fazlalıkları dikkatlice uzaklaştırılmalı ve okluzal kontroller mutlaka yapılmalıdır. Fiberler güçlendirilmiş adeziv köprülerin hasta ağzında direkt olarak uygulanacağı durumlarda, restorasyon ağız içinde doğrudan bonding ajanı ve kompozit rezinlerle birlikte uygulanmaktadır; bu yöntem simantasyon aşamasını ortadan kaldırarak işlem süresini kısaltmakta ve tamir edilebilirliği kolaylaştırmaktadır (22). Tedavi sonrası restorasyonun stabilitesi ve marjinal adaptasyonu düzenli takiplerle kontrol edilmeli ve değerlendirilmelidir.

SONUÇ

Adeziv köprüler, tek diş eksikliklerinin tedavisinde minimal invaziv yaklaşım sunan, estetik ve fonksiyonel açıdan başarılı sabit restorasyonlardır. Farklı altyapı materyalleri sayesinde hem anterior hem de posterior bölgelerde uygulanabilmeleri, klinik kullanım alanlarını genişletmektedir. Geleneksel sabit köprülere kıyasla, diş dokusunu büyük ölçüde korumaları, cerrahi gerektirmemeleri ve yüksek hasta memnuniyeti sağlamaları başlıca avantajlarıdır. Ancak bu restorasyonların başarısı; doğru vaka seçimi, uygun materyal kullanımı ve özenli bir klinik uygulama süreciyle doğrudan ilişkilidir. Güncel materyal teknolojileri ve dijital sistemlerdeki gelişmelerle birlikte, adeziv köprülerin klinik güvenilirliği ve yaygınlığı önümüzdeki yıllarda daha da artması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

1. Barber, M. W., & Preston, A. J. (2008). An update on resin-bonded bridges. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 16(1), 2-9.
2. Wyatt, C. C. (2007). Resin-bonded fixed partial dentures: what's new?. Journal of the Canadian Dental Association, 73(10).
3. Rochette, A. L. (1973). Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. The Journal of prosthetic dentistry, 30(4), 418-423.
4. Thompson, V. P., Del Castillo, E., & Livaditis, G. J. (1983). Resin-bonded retainers. Part I: Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys. The Journal of prosthetic dentistry, 50(6), 771-779.
5. Çetin, G. Y., & Nalbant, A. D. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler Ve Uygulama Yöntemleri. Current Research in Dental Sciences, 34(1), 66-71.
6. Miettinen, M., & Millar, B. J. (2013). A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. British dental journal, 215(2), E3-E3.
7. Bhusal, D. S., Khanal, S., & Parajuly, P. K. (2021). Survival of Resin-Bonded Fixed Metal-Ceramic Dental Prostheses Placed in the Anterior Region: A Descriptive Cross-sectional Study. JNMA; journal of the Nepal Medical Association, 59(237), 494-497.
8. Kelly, J. R., Tesk, J. A., & Sorensen, J. A. (1995). Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. Journal of dental research, 74(6), 1253-1258.
9. Yiğit, E., & Erdiñç, G. (2022). Fiber ile Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler: İki Olgu Sunumu. Unika Sağlık Bilimleri Dergisi, 2(2), 274-282.
10. Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. Clin Oral Investig. 2016;20(6):1329-36. doi: 10.1007/s00784-015-1619-9.
11. Thoma, D. S., Sailer, I., Ioannidis, A., Zwahlen, M., Makarov, N., & Pjetursson, B. E. (2017). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded fixed dental prostheses after a mean observation period of at least 5 years. Clinical oral implants research, 28(11), 1421-1432.
12. Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials, 24(3), 299-307.
13. Kern, M. (2005). Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence International, 36(2).
14. Edelhoff, D., Spiekermann, H., & Yildirim, M. (2001). Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. Quintessence International, 32(4).
15. Karaalioglu, A. G. D. O., & Duymuş, Z. Y. (2008). FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ YAPIMINDA

KULLANIMLARI. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2008(2), 70-77.

16. Baysal, N., & Ayyıldız, S. (2014). SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİN KULLANIMI. Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi, 24(2), 315-325.
17. Pjetursson, B. E., Tan, W. C., Tan, K., Brägger, U., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. Clinical Oral Implants Research, 19(2), 131-141.
18. Botelho, M. G., Chan, A. W., Leung, N. C., & Lam, W. Y. (2016). Long-term evaluation of cantilevered versus fixed-fixed resin-bonded fixed partial dentures for missing maxillary incisors. Journal of Dentistry, 45, 59-66.
19. Edelhoff, D., & Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. The Journal of prosthetic dentistry, 87(5), 503-509.
20. Durey, K. A., Nixon, P. J., Robinson, S., & Chan, M. Y. (2011). Resin bonded bridges: techniques for success. British dental journal, 211(3), 113-118.
21. Miettinen, M., & Millar, B. J. (2013). A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. British dental journal, 215(2), E3-E3.
22. Üçtaşlı, S., Kök, A. Y., & Büyükkateş, İ. (2023). Adeziv Köprü Restorasyon Uygulamalarında Güncel Yaklaşım: Geleneksel Derleme. Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi, 29(4), 631-638.



BÖLÜM

3

CAM İYONOMER SİMANLAR VE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

Gül BAYOĞLU¹

¹ Arş. Gör. Dt. GÜL BAYOĞLU

ORCID: 0009 0005 2328 6843

Wilson ve Kent'in 1972'de geliştirdiği cam iyonomer simanlar, diş hekimliğinde farklı alanlarda kullanılmaktadır. Klinik olarak kullanıma giren ilk ticari ürün, içeriğindeki **Alümino-Silikat-Poliakrilik-Asit** bileşenlerinin ilk harflerinden türetilen **ASPA** adıyla piyasaya sürülmüştür (Wilson, Kent, Clinton & Miller, 1972). Cam iyonomer simanlar (CİS), pratik uygulanabilirliği, flor salınımı ve yeniden şarj olabilme kapasitesi sayesinde çürük önleyici etkiler sunar. Bunun yanı sıra biyouyumluluğu, diş dokularıyla kimyasal bağ kurabilmesi ve termal genleşme katsayısının doğal diş yapısına benzerlik göstermesi gibi özellikleriyle restoratif tedavilerde sıkça tercih edilen bir materyaldir (Croll & Nicholson, 2002).

CİS, toz ve likitin karıştırılmasıyla hazırlanır. Toz bileşeni, ortalama 20 mikrometre çapında iyon salınımı yapabilen silika cam partiküllerinin yanı sıra alümina ve kalsiyum florür içerir. Likit kısmı ise poliakrilik asidin polimer-kopolimer çözeltisinden oluşur (Benderli, 1994). Cam iyonomer simanlar (CİS), uygulandıktan sonra başlangıçta yoğun flor salınımı yapar, ancak bu salınım süreci yaklaşık 8-10 hafta içinde azalır. Materyalin iç yapısında bulunan silisli hidrojel matrisi, flor iyonlarını depolayarak zamanla dentin yüzeyine aktarmasına olanak tanır. Bu özellik, CİS'in "**flor rezervuarı**" olarak işlev görmesini sağlar. Ayrıca, dışarıdan yapılan yüksek flor içeren uygulamalarla flor iyonlarının yeniden yüklenebilmesi, uzun süreli çürük önleyici etkisini destekleyen önemli bir avantajdır (Elmacı & Tunçdemir, 2020).

Cam iyonomer simanlar, birçok avantajına rağmen sertleşme sırasında neme duyarlıdır ve mekanik özellikleri zayıftır. Düşük aşınma direnci, sıkışma ve eğilme dayanımı nedeniyle yüksek stres altındaki posterior bölgelerde kullanımı sınırlıdır (Croll & Nicholson, 2002).

Remineralizasyon potansiyeli ve çürük önleyici etkileri sayesinde yaygın olarak kullanılan cam iyonomer simanlar, geliştirilme ihtiyacı nedeniyle farklı modifikasyonlarla güçlendirilmiştir (Peters & McLean, 2001). Toz ve likit bileşenlerine seramik, metal ve cam fiber partikülleri eklenerek fiziksel ve mekanik özellikleri iyileştirilmiş, ayrıca antibakteriyel etkinlikleri artırılmaya çalışılmıştır (Najeeb, Khurshid & Zafar, 2016).

Cam İyonomerlerin Sınıflandırılması

Cam iyonomer simanlar, klinik kullanım alanları ve kimyasal içerikleri doğrultusunda farklı kategorilere ayrılabilir.

- Klinik kullanım şekillerine göre cam iyonomer simanlar şu şekilde gruplandırılabilir;

Tip 1: Protetik restorasyonların ve braketlerin simantasyonunda tercih edilen simanlar

Tip 2: Restoratif amaçlı kullanılan cam iyonomer simanlar

Tip 3: Baz materyali ve pit-fissür örtücü olarak uygulanan simanlar

Tip 4: Endodontik tedavi amaçlı kanal dolgu patı olarak uygulanan simanlar

- İçeriklerine göre cam iyonomer simanlar şu şekilde gruplandırılabilir;
 1. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
 2. Hibrit cam iyonomer simanlar
 - 2.1. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
 - 2.2. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
 3. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
 4. Giomerler
 5. Nano-iyonomerler
 6. Cam karbomerler
 7. Biyoaktif cam (BAG) iyonomerler
 8. Zirconomerler
 9. Amolgomer
 10. Hainomerler
 11. Klorheksidin (CHX) eklenmiş CİS'ler
 12. Kalsiyum alüminat CİS / Ceramir
 13. Fiber takviyeli cam iyonomer simanlar (Karakaş, 2022).

1. GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANLAR (GCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS), suda eriyebilen polimerik asitler ile kalsiyum veya stronsiyum bazlı alüminosilikat cam tozlarının birleşimiyle üretilir. Bu cam tozlarının temel bileşenleri alüminyum, silisyum ve kalsiyum olup, alüminyum oksit ve silisyum dioksit camın iskelet yapısını oluşturur. Ayrıca, flor ilavesi ile çürük önleyici özellikler pekiştirilir (Kanık & Türkün, 2016).

Cam iyonomer simanların sertleşme süreci, poliakrilik asit içerisindeki karboksilat gruplarının diş sert dokularındaki fosfat iyonlarıyla reaksiyona girerek başlar. Bu asit-baz reaksiyonu sonucunda cam partikülleri

çözülür ve Ca^{+2} , Al^{+3} , Na^+ , F^- gibi iyonlar serbest kalır. Polimer kısmındaki karboksil grupları, bu iyonlarla etkileşime girerek iyonik çapraz bağlarla bağlı tuz köprüleri oluşturur. Başlangıçta oluşan jel, zayıf bağlarla ve yüksek çözünürlükle karakterizedir. İlk 24-72 saat içinde, Ca^{+2} iyonlarının yerini Al^{+3} iyonları alarak daha sağlam bir matriks yapısı ortaya çıkar. CİS, nemle karşılaştığında, özellikle sertleşme sürecinde, yapısal zayıflamalar gösterebilir ve neme karşı hassas olduğu için, fiziksel özelliklerinde değişikliklere yol açabilir. Bu durum, restorasyonun başarısını olumsuz etkileyebilir (Burke, Ray & McConnell, 2006). Cam-iyonomer simanlar, dış yüzeyine iki farklı şekilde bağlanabilir: İlk olarak, polialkenoik asidin dış yüzeyinde mikromekanik bağlanma oluşturması sağlanır. Bu süreç, yüzeydeki mineral kaybı ve hidroksiapatit ile kaplı kollajen fibrillerinin etkileşimi sonucu gerçekleşir. İkinci olarak, kimyasal bağlanma, polialkenoik asidin karboksil gruplarının dışın apatit yapısındaki kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girerek iyonik bağlar oluşturması ile sağlanır (Koroğlu, Ekren & Kurtoglu, 2012).

CİS'lerin sertlik, direnç ve antimikrobiyal özelliklerini artırmak için biyoaktif cam partikülleri, metal partikülleri, hidroksiapatit ve fiber eklenmesi düşünülmüştür. Araştırmalar, CİS'lere amalgam ekleyerek fiziksel özellikleri iyileştirmeye çalışmış, ancak bu eklemelerin materyalin renginde gri tonlarının artmasına ve kırılabilirliğinin yükselmesine neden olduğu gözlemlenmiştir. Mekanik ve fiziksel özelliklerin güçlenmesi ile arka grup dışlarda kullanılabilen 'Sermet' (Seramik/metal) simanlar geliştirilmiş olsa da bu simanların geleneksel cam iyonomer simanlar kadar dayanıklı olmadığı ve flor salımı yapmadığı bildirilmiştir (Elmacı & Tunçdemir, 2020).

2. HİBRİT CAM İYONOMER SİMANLAR

2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanların düşük mukavemet, sınırlı aşınma direnci ve estetik açıdan eksiklikler gibi olumsuz özelliklerini iyileştirmek amacıyla 1989 yılında geliştirilmiştir (Vaikuntam, 1997). RMCİS'in toz bileşimi; iyon salabilen bazik cam içeriği açısından GCİS ile benzerlik gösterirken, likit kısmı ise su içinde çözünebilen bir rezin monomeri, polimerik su bazlı bir asit ve sudan oluşur. RMCİS'in sertleşme reaksiyonu hem rezin polimerizasyonunu hem de asit-baz reaksiyonunu içerir.

Yaygın olarak RMCİS'e eklenen rezin bileşenleri şunlardır:

- Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA)
- Üretan dimetakrilat (UDMA)
- Trietilen glolikol dimetakrilat (TEGDMA)

- 2-hidroksietil metakrilat (HEMA). (Agha, Parker & Patel, 2016).

RMCİS'in sertleşme reaksiyonu hem rezin polimerizasyonunu hem de asit-baz reaksiyonunu içerir. RMCİS'in ışıkla sertleşme özelliği sayesinde çalışma süresi uzarken, sertleşme süreci daha kontrollü hale gelmektedir. Bu simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlara (GCİS) kıyasla daha iyi mekanik özellikler, kenar uyumu ve estetik sunmaktadır. Flor salınımı, reşarj edilebilme kapasitesi, diş dokularına yakın termal genleşme katsayısı ve fiziko-kimyasal bağlanma gibi geleneksel cam iyonomer simanların avantajları korunurken, kırılma dayanımı ve aşınma direnci açısından daha iyi performans sergiler (Khoroushi & Keshani, 2013).

RMCİS'in biyouyumluluğu, içeriğinde bulunan HEMA monomeri nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanlara (GCİS) göre daha düşüktür. Bu durum, polimerizasyon işlemi tamamlanmış olsa bile HEMA monomerinin salınımının devam etmesinden kaynaklanmaktadır. HEMA'nın bu salınımı, pulpa dokusunda hassasiyet ve inflamasyon gibi olumsuz etkilere yol açabilir (Nicholson & Czarnecka, 2008).

2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Reziner (Kompomerler)

Kompomerler, 1994 yılında geliştirilen, cam iyonomer siman (%30) ve kompozit rezin (%70) bileşenlerinin birleşiminden oluşan restoratif materyallerdir. Bu materyaller, iki karboksil grubu içeren dimetakrilat monomerleri, flor salınımı sağlayan alüminyum florosilikat partikülleri, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler içerir. Kompomerler, hem ışıkla hem de kimyasal polimerizasyonla sertleşme özelliğine, sahiptir. Başlangıç aşamasında, ışıkla polimerizasyon yoluyla monomerler arasında çapraz bağlar oluşur ve ilk sertleşme sağlanır. İkinci aşamada ise polimerize olan asidik monomer, ağız ortamındaki suyla etkileşime girerek flor salabilen cam iyonomer siman ile asit-baz reaksiyonuna girer ve kimyasal sertleşme süreci tamamlanır (Uzel & Ertuğrul, 2012).

Kompomerlerin içeriğindeki cam iyonomer siman, flor salınımı sağlasa da kompomerlerde flor reşarjı mümkün değildir çünkü bu materyallerde tuz matriksi veya hidrojel yapısı bulunmaz (Attar & Turgut, 2003). Estetik ve mekanik özellikleri açısından kompozit rezinlere yakın bir performans gösteren kompomerler, geleneksel cam iyonomer simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre daha estetik bir alternatif sunar. Ancak, içerdiği rezin oranı nedeniyle polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlar görülebilir. Sonuç olarak, kompomerler cam iyonomer simanların flor salınımı özelliklerini, kompozit rezinlerin estetik avantajlarıyla birleştirerek klinik restorasyonlarda tercih edilen materyaller arasında yer almaktadır (Dionysopoulos, Kotsanos & Pataridou, 2003).

3. YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMANLAR (YVCİS)

1995 yılında piyasaya sunulan bu simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı sertleşme mekanizmasına sahip olup, flor salınımı ve biyouyumluluk açısından benzer özellikler gösterir (Guggenberger, May & Stefan, 1998). Bu simanlar, nem hassasiyetlerini azaltmak ve yoğun çiğneme stresine maruz kalan bölgelerde kullanılabilirliğini sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. YVCİS'ler, “kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar” olarak da adlandırılmaktadır. Başlangıçta atravmatik restoratif tedavi (ART) uygulamalarında kullanılmak amacıyla geliştirilmişlerdir. YVCİS'lerin toz-likit oranı, geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksektir; geleneksel simanlarda bu oran 3:1 veya 4:1 iken, YVCİS'lerde 6:1 veya 7:1 arasında değişiklik gösterir (Crowley, Doyle, Towler & Hill, 2006).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS), geleneksel cam iyonomer simanlara (GCİS) kıyasla daha iyi aşınma direnci, daha yüksek yüzey sertliği ve dayanıklılık sunarken çözünürlükleri de daha düşüktür. Sertleşme mekanizmaları benzer olsa da YVCİS'ler daha kısa sürede sertleşir ve bu da nem kontaminasyonunu azaltarak mekanik özelliklerini iyileştirir. Üreticiler, YVCİS'lerin yüzeyine koruyucu rezinlerin uygulanmasını önerir; bu, materyalin parlaklığını artırır, yüzey düzensizliklerini giderir ve restorasyonun dayanıklılığını artırır (Friedl, Hiller & Friedl, 2011). Ayrıca, EQUİA (GC Avrupa, Tokyo, Japonya), yüksek mekanik özellikleri ve dentine benzer ısısal genleşme katsayısı sayesinde arka grup dişlerde kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabilecek bir materyal olarak geliştirilmiştir. EQUİA'nın kütsel yerleştirme tekniği ile uygulanabilmesi ve yüksek flor salınımı, bu materyalin avantajlarını artıran önemli özelliklerindendir (Elmacı & Tunçdemir, 2020).

4. GİOMERLER

Giomerler, son dönemde cam iyonomer simanların avantajlarını resin materyallerin özellikleriyle birleştirmek amacıyla geliştirilen hibrit restoratif materyallerdir. “Giomer” adı, cam iyonomer (Glass ionomer) ve polimer (polymer) kelimelerinin birleşiminden türetilmiştir. Giomerlerin içeriğinde, önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer parçacıkları (PRG; prereacted glass ionomers) bulunur. Bu partiküller, floroalüminasilikat cam tozu ve polialkenoik asit arasındaki asit-baz reaksiyonuyla oluşur (Ikemura, Tay, Endo & Pashley, 2008).

Giomerlerdeki cam iyonomer matris yapısı, flor salınımı sağlayarak diş dokusu üzerinde koruyucu etki gösterir. PRG partikülleri, bu salınımı artıran aktif bileşenlerdir. Giomerler, asit-baz reaksiyonunun, resin mono-

merleriyle birleşmeden önce gerçekleştiği özel bir yapıya sahiptir (Ikemura, Tay, Endo & Pashley, 2008). Bu sayede, giomerler flor iyonu salınımı yapabilen, ışıkla sertleşen ve diş dokusuna bağlanabilen materyallerdir. Bununla birlikte, giomerler flor salınımı ve reşarj bakımından cam iyonomer simanlar (GCİS) ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara (RMCİS) kıyasla daha düşük bir performansa sahiptir, ancak kompomerlerden daha yüksek flor salınımına sahiptir (Bansal & Bansal, 2015).

Giomerlerin estetik özellikleri, kompozit materyallere benzer olsa da renklenme potansiyeli ve su emme özellikleri, kompozitlerden daha yüksek seviyelerdedir. Ayrıca, giomerlerin antimikrobiyal etkinliği, RMCİS ve kompomerler arasında bir düzeyde yer alır (Bansal & Bansal, 2015). Diğer yandan, giomerler ışıkla sertleşebildikleri için, dişlere bağlanmak için bir adeziv sistem gerektirir (Deliperi, Bardwell, Wegley & Congiu, 2006).

Sonuç olarak, giomerler, cam iyonomerlerin flor salınımı özellikleri ve kompozitlerin estetik avantajlarını birleştiren, diş hekimliğinde önemli bir yere sahip olan materyallerdir. Ancak, renklenme ve su emme gibi bazı dezavantajları göz önünde bulundurularak, klinik uygulamalarda uygun durumlar için tercih edilmeleri önerilmektedir (Gonulol, Ozer & Sen Tunç, 2015).

5. NANO ÖZELLİKLİ REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR (Nano-iyonomerler)

Son dönemde, nano doldurucu içeren rezin modifiye cam iyonomer simanlar (nano-iyonomerler) geleneksel yaklaşımlara ek olarak klinik kullanıma girmiştir. Nano-iyonomerlerde, polimerizasyon sürecine bağlı hacimsel büzülme azaltılmış buna karşılık mekanik özelliklerde belirgin bir iyileşme sağlanmıştır (Shafiei & Abouheydari, 2015). Nano-iyonomerler; temel olarak akrilik ve itakonik asit içeren kopolimerlerin, floroaluminosilikat cam partikülleri ve su ile başlattığı geleneksel cam iyonomer reaksiyonu temelinde geliştirilmiş hibrit yapılarıdır. Bunun yanı sıra, yapılarında TEGDMA, Bis-GMA, HEMA ve PEGDMA gibi çeşitli rezin monomerleri de yer almaktadır. Nano-iyonomerlerin belirgin özelliklerinden biri, doldurucu içeriğinin %69'unun nano dolduruculardan oluşmasıdır. Bu özellik, mekanik dayanıklılığı artırırken estetik ve uzun ömürlü restorasyonlar yapabilme olanağı sunar (Kanık & Türkün, 2016). Kompomerler ve giomerler gibi diğer materyaller, su emilimi ve postpolimerizasyon iyon salım mekanizmalarıyla farklılık gösterir ve iyon salınımı yapan kompozitler olarak sınıflandırılabilirler (Francois, Fouquet, Attal & Dursun, 2020). Nano-iyonomerler, klinik alanda estetik, dayanıklılık ve flor salınımı açısından önemli avantajlar sağlamaktadır (Oxman, Craig, Kalgutkar, Peuker & Bissinger, Google Patents).

6. CAM KARBOMERLER

Cam karbomer siman, cam iyonomer simanın olumsuz özelliklerini düzeltmek amacıyla geliştirilmiş bir restoratif materyaldir. İçeriğinde nano boyutlu partiküller ve florapatit bulunur. Ayrıca, reaktif camlar dialkilsiloksan ile işlenmiştir ve materyalin sertleşmesi poliakrilik asit ile sağlanır, monomer içermez. Dış yüzeyine bağlanabilmesi için ek bir adeziv sisteme gerek yoktur (Cehreli, Tirali, Yalcinkaya & Cehreli, 2013).

Restoratif sistem, dolgu materyali, yüksek aralıklı ısı cihazı (Carbo LED) ve yüzey cilasından oluşur. Yüzey cilası, polimerizasyon sürecini hızlandırır ve dolgunun dehidratasyonunu engeller. Cam karbomer simanlar, klinik kullanım açısından CİS'lere benzer endikasyonlara sahiptir. Bu materyal; süt ve daimi dişlerde Sınıf I ve II kaviteilerin restorasyonunda, fissür örtücü olarak, Sınıf V restorasyonlarda, ayrıca kron ve köprü restorasyonlarının tamiri ile bu restorasyonların simantasyonunda güvenle kullanılabilir (Nicholson, 2014). Sertleşme için ısı uygulaması ve cilalama işlemi önerilir, çünkü bu işlemler materyalin mekanik özelliklerini geliştirir (Cehreli, Tirali, Yalcinkaya & Cehreli, 2013).

Cam karbomer siman, GCİS ve RMCİS'e kıyasla daha uzun çalışma süresi, daha hızlı sertleşme, üstün estetik özellikler, yüksek translusentlik, aşınma direnci ve kırılma dayanımı sunarken, flor iyonu salınımı ve reşarj özellikleriyle dişin korunmasına katkı sağlar (Menne-Happ & Ilie, 2013).

7. BİYOAKTİF CAM (BAG) İYONOMERLER

İlk biyoaktif cam olan Bioglass, 1969'da Larry Hench ve ekibi tarafından Florida Üniversitesi'nde geliştirilmiştir. İnsan vücudunda kullanılan biyoinert metal ve polimer implantları, implantasyondan sonra genellikle fibröz kapsül oluşumunu tetikleyerek, doku ile uyumsuzluk sorunları yaratmaktaydı. Hench ve arkadaşları, vücudun metal ve polimerleri skar dokusu oluşturarak reddettiğini gözlemlemiş, ancak hidroksiapatit çökelten bir materyalin dokuyla uyumsuzluk yaratmadan bağlanabileceğini öne sürerek bu hipotez üzerine çalışmalarına başlamıştır. Bu hipotez doğrultusunda, 45% SiO₂, 24.5% Na₂O, 24.5% CaO ve 6% P₂O₅ içeren biyoaktif cam formülasyonu geliştirilmiştir. Biyoaktif camların en önemli özelliği, camın asidik ortamlarda çözünmesiyle etrafında kalsiyum (Ca²⁺) ve fosfat (PO₄³⁻) iyonları bakımından zengin bir tabaka oluşturmaktır. Bu tabaka, kemik hücreleriyle güçlü biyolojik bağlar kurarak, kemikle tam entegrasyon sağlamakta ve dokunun doğal iyileşme sürecini desteklemektedir (Hench, 2006).

Biyoaktif camlar, ortam pH'ını yükseltmek ve remineralizasyonu teşvik etmek amacıyla sodyum, kalsiyum ve fosfat iyonları salgılar. Bu

etkileri sayesinde, dentin tübüllerinin büyük çoğunluğunu kapatarak aşırı hassasiyetin giderilmesinde fayda sağlarlar. Fakat, biyoaktif camların dentin tübüllerinde oluşturduğu tıkaçların zamanla etkisini kaybettiği ve bu nedenle uzun süreli etkinliğinin sınırlı kaldığı rapor edilmiştir. (Jung, Park, Yoo, Yoon, Bae & Lee, 2019). Cam iyonomer siman yapısına biyoaktif cam ilavesi, diş dokusunun biyolojik aktivitesini artırarak remineralizasyon ve iyileşme süreçlerini desteklemektedir. ACTIVA, piyasaya sunulan yeni nesil materyallerden biri olup, biyoaktif camın yanı sıra diüretan monomerler, metakrilat esaslı monomerler ve hidrojenize poli-butadien (sentetik kauçuk) içeren gelişmiş bir rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS) yapısına sahiptir. (Ebaya, Ali & Mahmoud, 2019).

Cam iyonomer simanlar; ek bir bağlayıcı ajan gerektirmeden boşluğa yerleştirilebilmeleri, florür salımı yapabilmeleri ve göreceli olarak biyouyumlu olmaları nedeniyle önemli avantajlar sunmaktadır. Bununla birlikte, bu materyallerin mekanik dayanımını artırmak ve biyoaktif özellikler kazandırmak amacıyla çeşitli geliştirme çalışmaları sürdürülmektedir (Prabhakar, M JP & Basappa, 2010). Yapılan bir çalışmada Yli-Urpo ve arkadaşları, cam iyonomer siman tozuna ilave edilen biyoaktif cam oranı arttıkça, materyalin basınç dayanımının azaldığı belirtilmiştir. Biyoaktif cam katkılı cam iyonomer simanlarda kalsiyum içeriğinin arttığı belirlenmiş ve bu özellik, materyalin biyoaktivitesinin ön planda olduğu, ancak yüksek mekanik dayanım gerektirmeyen endikasyonlarda kullanılabileceği bildirilmiştir. (Yli-Urpo, Lassila, Närhi & Vallittu, 2005).

Prabhakar ve arkadaşları, biyoaktif cam içeren cam iyonomer simanların remineralizasyon yeteneğini artırdığını belirtmiş, ancak biyoaktif camın eklenmesinin materyalin mekanik özelliklerini zayıflatabileceğine dikkat çekmişlerdir (Prabhakar, M JP & Basappa, 2010). Yli-Urpo ve arkadaşlarının çalışmalarına paralel olarak, biyoaktif camın bu simanlara dahil edilmesinin mekanik dayanımda bazı sınırlamalara yol açabileceği ifade edilmiştir (Yli-Urpo, Lassila, Närhi & Vallittu, 2005). Bu çalışmalar, biyoaktif camların cam iyonomer simanlara eklenmesinin remineralizasyon açısından faydalı olabileceğini ancak mekanik dayanım açısından bazı sınırlamaları olabileceğini göstermektedir.

Biyoaktif camlar, diş hekimliğinde giderek daha fazla alanda kullanılmaktadır; bunlar arasında dental cerrahi, implant yüzey kaplama materyalleri, dentin hassasiyeti tedavisi, mine remineralizasyonu ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi gibi uygulamalar yer almaktadır. Bu materyallerin potansiyeli oldukça büyük olmakla birlikte, yalnızca in vitro testlerle sınırlı kalmayıp, aynı zamanda klinik düzeyde de etkinliklerinin doğrulanması için kapsamlı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

8. ZİRCONOMERLER

Zirconomer, beyaz amalgam olarak da bilinen bir materyal olup, amalgam ile benzer şekilde yüksek sertlik özellikleri sergilemek üzere geliştirilmiştir (Salman, Naik, Kumar, Merwade, Brigit, & Jalan, (2019). Cam bileşenine nano boyutlu zirkonya dolgu maddelerinin ilavesi, restorasyonun yapısal bütünlüğünü güçlendirerek, kompresyon ve fleksiyon dayanımlarını artırmakta ve bu sayede yük taşıyan bölgelerde kullanımını mümkün kılmaktadır. Ayrıca, bu modifikasyon estetik özelliklerin de iyileştirilmesine katkı sağlamaktadır (Albeshti, & Shahid, 2018).

Kukreja ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, Zirconomer ve GCİS'in florür salınımı 6 saat ile 14 gün arasında karşılaştırılmış ve tüm zaman dilimlerinde Zirconomer grubunda daha yüksek florür seviyeleri gözlemlenmiştir (Kukreja, Singla, Bhadoria, Pawar, Gupta, Khandelwal, & Dewani, 2022). Diğer bir çalışmada ise, asidik içeceklerin uygulanmasının ardından GCİS ve Zirconomer'in yüzey pürüzlülüğü karşılaştırılmış ve Zirconomer'in yüzeyinin, GCİS'e kıyasla daha az etkilendiği, bu durumun Zirconomer'in asit dayanıklı yüzeyine işaret ettiği bulunmuştur (Nugraeni, Hartami, & Nurul Ummah, 2020).

9. AMOLGOMER

Son zamanlarda, cam iyonomer teknolojisinin geliştirilmesiyle birlikte; seramikle güçlendirilmiş ve “amalgomer” olarak adlandırılan yeni bir restoratif materyal dental uygulamalarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür. Üretici firma, diş rengindeki bu ürünün, amalgamın yüksek dayanım özellikleri ile cam iyonomerlerin estetik ve diğer avantajlarını bir araya getirmek amacıyla tasarlandığını belirtmektedir (Bariker & Mandroli, 2016). Amalgomer, dental amalgamın mukavemet ve dayanıklılık özelliklerine benzer olmakla beraber estetik, biyouyumluluk, diş dokularına güçlü bağlanma kapasitesi, minimal kavite hazırlığı gereksinimi ve yüksek florür salınımı gibi cam iyonomer simanların avantajlarını bünyesinde barındırmaktadır. Yapılan çalışmalara göre amalgomer, diğer dental restoratif materyallere kıyasla en yüksek florür salınımını göstermektedir (Bhattacharya, Vaidya, Tomer & Raina, 2017).

10. HAİNOMERLER

Bu yeni biyoaktif materyaller, hidroksiapatit (HA) tozunun cam iyonomer tozuna dahil edilmesiyle geliştirilmiştir. Genellikle oral maksillofasiyal cerrahi alanında kemik simanları olarak kullanılmakta olup, gelecekte retrograd dolgu malzemesi olarak da potansiyel taşımaktadırlar. Bu materyaller, doğrudan kemiğe bağlanarak kemiğin büyüme ve gelişmesi-

ni teşvik eder (G Nigam, Jaiswal, Murthy & Pandey, 2009). HA tozunun dental restoratif materyallere dahil edilmesinin etkilerini araştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Choudhary & Nandlal, 2015). Bu çalışmalar, HA partiküllerinin cam iyonomer simanlarına eklenmesinin, materyallerin basınca karşı direnci, çapsal gerilme dayanımı ve yüzeyler arası bağlanma gücü gibi mekanik özelliklerinde belirgin bir iyileşme sağladığını göstermektedir (Barandehfard, Kianpour Rad & Hosseinnia, 2016).

11. KLORHEKSİDİN (CHX) TAKVİYELİ CİS'LER

Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (YVCİS), ART (Atraumatic Restorative Treatment) tekniklerinde tercih edilen bir materyaldir. Bu tercihin nedeni, cam iyonomer simanın diş yapısına kimyasal bağlanma kapasitesine sahip olması ve florür salınımı gerçekleştirmesidir. Florür salınımı, restore edilen dişlerdeki bakteriyel yükün azalmasına katkıda bulunurken, aynı zamanda remineralizasyon sürecini teşvik eder. CİS, uygulandıktan sonra ilk 48 saat içerisinde yaklaşık 10 ppm florür salınımı yapmaktadır. Antibakteriyel özelliklerin artırılması amacıyla, CİS içerisine klorheksidin diglukonat (CHX diglukonat) eklenmesi önerilmiştir. (Sharma, Singh & Pandey, 2015).

Klorheksidin diglukonat (CHX diglukonat), cam iyonomer simana eklendiğinde *Streptococcus mutans* (S. mutans) üzerinde inhibe edici etkisi bulunur. Bununla birlikte yüksek konsantrasyonlarda ilave edilen bu bileşik, materyalin mekanik dayanıklılığında azalma meydana getirebilir. Ayrıca, CİS'in mekanik özellikleri, toz ve sıvı karışım oranına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu bağlamda, toz veya sıvıya CHX diasetat ya da CHX diglukonat ilavesi yapıldığında, karışım oranındaki küçük değişikliklerin materyalin mekanik mukavemeti ve sertleşme süreleri üzerinde etkiler yaratabileceği gözlemlenmiştir (Botelho, 2003).

12. KALSİYUM ALÜMİNAT CİS / CERAMİR VE BİOMER

Ceramir, cam iyonomer simanlarının (CİS) geliştirilmesindeki en yeni girişimdir. Kalsiyum alüminat ve CİS bileşenlerinden oluşan, distile su ile karıştırılan su bazlı hibrit bir kombinasyondur. Ceramir, bir yapıştırma ajanı olarak kullanılırken Biomer restoratif siman olarak kullanılmaktadır (Sharma, Singh & Pandey. 2015).

Ceramir'in sertleşme süreci, cam iyonomer reaksiyonları ile hidrolik simanlardaki asit-baz reaksiyonlarının birleşiminden oluşur (Gpv, Elsa & Agrawal, 2016). Cam iyonomer bileşeni, düşük başlangıç pH değeri, yüksek akışkanlık ve sertleşme özellikleri sayesinde dişle hızlı bağlanmayı sağlar. Buna karşın, kalsiyum alüminat içeren siman, zamanla artan daya-

nıklılık ve yapışma gücü, biyouyumluluk, diş ve materyal arasındaki daha iyi sızdırmazlık ile apatit oluşumu sayesinde biyoaktif, kararlı ve uzun vadeli kalıcılık özellikleri kazandırır. Ayrıca, çözünme ve bozulma oranı düşük olup, bu materyalin uzun vadeli etkinliğine katkıda bulunur (Gu, Yap, Cheang & Khor, 2005).

13. FİBER TAKVİYELİ CAM İYONOMER SİMANLAR

CİS'in sertleşme derinliğini artırmak, polimerizasyon sırasında oluşan büzülmeyi azaltmak, aşınmaya karşı direnç sağlamak ve esneklik gücünü artırmak için, alümina lifleri cam tozu ile karıştırılır. Bu teknoloji, alümina ve silikon dioksit seramik liflerinden oluşan sürekli bir ağ yapısının eklenmesiyle elde edilen “polimerik sert inorganik matris materyali” olarak adlandırılır (AlOtaibi, 2019).

Son dönemde, titanyum dioksit (TiO_2), nano tüpler ve nano floroapatit gibi nano partiküller, cam iyonomer siman (CİS) matrisinin mekanik mukavemetini artırmak amacıyla bu yapıya dahil edilmiştir. Bu eklemeler, CİS matrisinde daha yoğun bir parçacık dağılımı sağlar. Sertleşme süreci esnasında, bir asit-baz reaksiyonu ile tuz hidrojel yapısı oluşur ve takviye edilen cam bileşeni bu matriste bağlayıcı rolü üstlenir. Bu sebeple Al_2O_3 ve TiO_2 nano tozları, güçlendirilmiş CİS materyallerinin üretimi için tercih edilebilir. (Sharma, Singh & Pandey, 2015).

14. KAYNAKÇA

- Agha A, Parker S, Patel MP. (2016). Development of experimental resin modified glass ionomer cements (RMGICs) with reduced water uptake and dimensional change. *Dent Mater*, 32:713-22.
- Albeshti, R., & Shahid, S. (2018). Evaluation of Microleakage in Zirconomer®: A Zirconia Reinforced Glass Ionomer Cement. *Acta Stomatol Croat*, 52(2), 97-104. doi:10.15644/asc52/2/2.
- AlOtaibi G. (2019). Recent advancements in glass ionomer materials with introduction of nanotechnology: A review. *Int J Oral Care Res*, 7(1):21-23.
- Attar N, Turgut MD. (2003). Fluoride release and uptake capacities of fluoride releasing restorative materials. *Oper Dent*, 28(4):395-402.
- Bansal R, Bansal T. A. (2015). Comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after re charging from aesthetic restorative materials: an in vitro study. *Clinic and Diagno Research J.: JCDR*, 9:ZC11.
- Barandehfard F, Kianpour Rad MK. (2016). Hosseinnia A, et al. The addition of synthesized hydroxyapatite and fluorapatite nanoparticles to a glass ionomer cement for dental restoration and its effects on mechanical properties. *Ceram Int*, 42(15):17866-17875.
- Bariker RH, Mandroli PS. (2016). An in-vitro Evaluation of Antibacterial Effect of Amalgomer CR and Fuji VII Against Bacteria Causing Severe Early Childhood Caries. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 34: 23-9.
- Benderli Y. (1994). Cam İyonomer Simanların Fiziksel Mekanik Biyokimyasal Özellikleri ve Uygulanımları Yönünden Değerlendirilmesi. *İst Üniv Diş Hek Fak Derg*, 28:313-8.
- Bhattacharya A, Vaidya S, Tomer AK, Raina A. (2017). GIC at It's best—A review on ceramic reinforced GIC. *Int J Appl Dent Sci*, 3:405-408.
- Botelho MG. (2003). Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement. *Caries Res*, 37(2):108-114.
- Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. (2006). Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*, 56(1):33-43.
- Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent*, 7(1):15-21.
- Choudhary K, Nandlal B. (2015). Comparative evaluation of shear bond strength of nano-hydroxyapatite incorporated glass ionomer cement and conventional glass ionomer cement on dense synthetic hydroxyapatite disk: An in vitro study. *Indian J Dent Res*, 26(2):170-175. (73,74).
- Croll TP, Nicholson JW. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5):423-429.

- Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG. (2006). Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent*, 34: 566-573.
- Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. (2006). In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dent J.*, 31:227-232.
- Dionysopoulos P, Kotsanos N. (2003). Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehabil*, 30(9):866-872.
- Ebaya MM, Ali AI, Mahmoud SH. (2019). Evaluation of marginal adaptation and microleakage of three glass ionomer-based Class V restorations: In vitro study. *Eur J Dent*, 13(4):599-606.
- Elmacı İ, Tunçdemir MT. (2020). Restoratif Diş Hekimliğinde Cam İyonomer Simanlar ve Yeni Gelişmeler. *Nec Erb Üniv Diş Hek Derg*, 2:69-75.
- Francois P, Fouquet V, Attal JP, Dursun E. (2020). Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel)*, 13:2313.
- Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. (2011). Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater*, 27:1031-1037.
- G Nigam AG, Jaiswal J, Murthy R, Pandey R. (2009). Estimation of fluoride release from various dental materials in different media—an in vitro study. *Int J Clin Pediatr Dent*, 2(1):1-8.
- Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E. (2015). Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives. *Esthetic And Restorative Dent J.*, 27:300-306.
- Gpv S, Elsa N, Agrawal A. (2016). Newer advances in glass ionomer cement: A review. *Ann Essences Dent*, 8:19-23.
- Gu YW, Yap AUJ, Cheang P, Khor KA. (2005). Effects of incorporation of HA/ZrO₂ into glass ionomer cement (GIC). *Biomaterials*, 26(7):713-720. (85).
- Guggenberger R, May R, Stefan KP. (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, 19(6):479-483.
- Hench LL. (2006). The story of Bioglass®. *J Mater Sci Mater Med*, 17:967-78.
- Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. (2008). A review of chemical approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J.*, 27(3):315-339.
- Jung JH, Park SB, Yoo KH, Yoon SY, Bae MK, Lee DJ, et al. (2019). Effect of different sizes of bioactive glass-coated mesoporous silica nanoparticles on dentinal tubule occlusion and mineralization. *Clin Oral Investig*, 23:2129-41.

- Kanık Ö, Türkün LŞ. (2016). Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*, 37:54-65.
- Karakaş S.N. (2022). Güçlendirilmiş Cam İyonomer Siman Çeşitleri, Çukurova Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Adana, Atatürk Üniversitesi Yayınları, 298.
- Khoroushi M, Keshani F. A. (2013). review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan)*, 10(4):411-420.
- Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 22:205-16.
- Kukreja, R., Singla, S., Bhadoria, N., Pawar, P., Gupta, K., Khandelwal, D., & Dewani, N. (2022). An In Vitro Study to Compare the Release of Fluoride from Glass Ionomer Cement (Fuji IX) and Zirconomer. *Int J Clin Pediatr Dent*, 15(1), 35-37. doi:10.5005/jp-journals-10005-2141.
- Menne-Happ U, Ilie N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent*, 41(3):223-230.
- Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, et al. (2016). Modifications in glass ionomer cements: Nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. *Int J Mol Sci*, 17(7):1134-1148.
- Nicholson JW, Czarnecka B. (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater*, 24(12):1702-1708.
- Nicholson JW. (2014). Fluoride-releasing dental restorative materials: An update. *Balk J Dent Med.*, 18(3):60-69.
- Nugraeni, Y, Hartami, E, & Nurul Ummah, A. (2020). Changes in the Surface Roughness of Glass Ionomer Cement and Zirconomer after Immersion in Carbonated Beverages. *Journal of Dentistry Indonesia*, 27(2), 85-90.
- Oxman JD, Craig BD, Kalgutkar RS, Peuker M, Bissinger P., Processes for forming dental materials and device. Google Patents.
- Peters MC, McLean ME. (2001). Minimally invasive operative care: II. Contemporary techniques and materials: An overview. *J Adhes Dent*, 3(1):17-31.
- Prabhakar A, M JP, Basappa N. (2010). Comparative Evaluation of the Remineralizing Effects and Surface Micro hardness of Glass Ionomer Cements Containing Bioactive Glass (S53P4):An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*, 3:69.
- Salman, K. M., Naik, S. B., Kumar, N. K., Merwade, S., Brigit, B., & Jalan, R. (2019). Comparative evaluation of microleakage in class V cavities restored with giomer, resin-modified glass ionomer, zirconomer and nano-ionomer: an in vitro study. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, 11(1), 20.

- Shafiei F, Abouheydari M. (2015). Microleakage of class V methacrylate and silorane-based composites and nano-ionomer restorations in fluorosed teeth. J Dent (Shiraz), 16: 100-105.
- Sharma A, Singh M, Pandey V. (2015). Glass ionomer cement-a phoenix and its new flight. Int J Res Health Allied Sci, 1:9-12.
- Uzel İ., Ertuğrul F. (2012). **Yüzey örtücü ile kaplanmış kompomer ve cam simanın in-vivo ve in-vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi.** Ege Üniversitesi Diş. Hek. Fak. Doktora tezi, 58.
- Vaikuntam J. (1997). Resin-modified glass ionomer cements (RMGICs) implications for use in pediatric dentistry. ASDC (Am Soc Dent Child) J Dent Child, 64:131-4.
- Wilson AD, Kent BE, Clinton D, Miller RP. (1972). The formation and micro structure of dental silicate cements. J Mater Sci, 7(2):220-238.
- Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Närhi T, Vallittu PK. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. Dent Mater, 21:201-9.