

Diş Hekimliğinde Lazer

Laser in Dentistry: Review

Arzu ÖZCAN,^a
Müjde SEVİMAY^a

^aProtetik Diş Tedavisi AD,
Selçuk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi, Konya

Geliş Tarihi/Received: 30.03.2011
Kabul Tarihi/Accepted: 03.10.2011

Yazışma Adresi/Correspondence:
Arzu ÖZCAN
Selçuk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD, Konya,
TÜRKİYE/TURKEY
arzu_ozcan85@hotmail.com

ÖZET Lazerler, son yıllarda diş hekimliğinde gittikçe artan kullanım alanı bulmaktadır. Fakat pek çok diş hekimi hâlâ lazer teknolojisinin nerede ve nasıl kullanılacağı, avantajları ve dezavantajları konusunda yeterli bilgi sahibi değildir. Bu çalışmanın amacı; diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazlarını tanımlamak, kullanım yerlerini ve amaçlarını belirtmektir. Diş hekimliğinde kullanılan başlıca lazer sistemleri; argon lazerler, yarı iletken diyot lazerler, Nd:YAG lazerler (neodmiyum: yitrium alüminyum garnet lazerler), Ho:YAG lazerler (holmium: yitrium alüminyum garnet lazerler), erbiyum lazerler (Er:YAG lazer ‘erbiyum: yitrium alüminyum garnet lazer’, Er,Cr:YSGG lazer ‘erbiyum, kromyum: yitrium skandiyum galyum garnet lazer’), CO₂ lazerler, ekscimer lazerler, He-Ne lazerler (helyum neon lazerler), ruby ve alexandrite lazerler, titanyum safir lazerler, KTP lazerler (potasyum titanyum fosfat lazerler) ve düşük seviyeli lazer terapisi (LLL). Pek çok işlevi olan bu cihazlar, aynı zamanda yüksek zarar verebilme potansiyeline sahiptir. Uygun prosedürlerin kullanımı ile lazer uygulaması esnasında hasta, hekim ve sağlık ekibinde oluşabilecek zararlar minimize edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Diş hekimliği; lazerler

ABSTRACT In recent years, lasers are increasingly used in dentistry. But many dentists are still unsure about where and how the lasers can be used, advantages and disadvantages. The aim of this review is to define the laser devices, their indications and advantages that are used in dentistry. The main lasers used in dentistry are argon lasers, semiconductor diode lasers, Nd:YAG lasers (neodmium:yttrium aluminium garnet lasers), Ho:YAG lasers (holmium: yttrium aluminium garnet lasers), erbium lasers (Er:YAG laser ‘erbium: yttrium aluminium garnet laser’, Er,Cr:YSGG laser ‘erbium, chromium: yttrium scandium gallium garnet laser’), CO₂ lasers, excimer lasers, He-Ne lasers (helium-neon lasers), ruby and alexandrite lasers, titanium sapphire lasers, KTP lasers (potassium titanium phosphate lasers) and low level laser therapy (LLL). They are multifunctional devices but they have very high risk potential. Hazards for physician, patient and health care workers can be significantly reduced with adherence to proper procedures.

Key Words: Dentistry, lasers

Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2016;22(2):122-9

Türkçe’de lazer olarak bilinen laser sözcüğü “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuştur. Anlamı, radyasyonun emisyonu ile ışığın güçlendirilmesidir. Lazer değişik frekanstaki ışınların tek renkli, oldukça düz, yoğun, aynı fazlı paralel dalgalar halinde, genliği yüksek ve güçlü bir ışık demeti haline gelmesi şeklinde tanımlanır.¹

LAZERİN TARİHÇESİ

Lazerin tarihçesi, Albert Einstein'ın 1916 yılında, bir maddenin uyarılarak radyasyon yayılımı yapabileceği kavramını ortaya atmasıyla başlar. 1958'de Schalow ve Townes maseri rapor etmişlerdir. 1960'ta Mainman ve ark., kromiumoksit ile kaplı alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir "ruby barı" kullanarak, laboratuvarında deneysel olarak lazer ışığını üretmiştir. 1961 yılında ilk sürekli etkili gaz kaynaklı lazer (Helyum-Neon) ise Javan ve ark. tarafından kullanılmıştır. 1963'te Patel ve ark. CO₂ lazeri, 1964'te de Geusic ve ark. Nd:YAG lazeri ve aynı yıl Bridges argon lazeri geliştirmiştir. 1980'lerin başında daha küçük ancak daha güçlü lazerler üretilmeye başlamıştır. 1980'li yılların sonunda "vurumlu (pulsasyonlu)" lazer ışınının keşfiyle, anormal veya zarar görmüş dokular selektif olarak uzaklaştırılırken, sağlıklı çevre dokuların zarar görmemesi sağlanmıştır. 1990'ların başında tarayıcı bilgisayar sistemlerinin geliştirilmesiyle, lazer ışınlarının bu sistemlerle kontrolleri mümkün olmuştur.

Lazerin diş hekimliğinde kullanımına bakacak olursak; her ne kadar 1960 yılında Maiman ruby lazerini çekilmiş bir diş üzerinde denemiş olsa da, 1989 yılına kadar lazerin diş hekimliğinde kullanımının söz konusu olmadığını görürüz. Amerikalı bir diş hekimi olan Dr. Terry Myers'in American Dental Lazer'i (Nd-YAG) üretmesiyle, lazer, diş hekimliğinde de kendine yer edinmeye başlamıştır. 1989 yılında Keller ve Hibst tarafından vurumlu erbiyum YAG lazer kullanılarak yürütülen deneysel çalışmalar, bu lazerlerin mineyi, dentini ve kemiği kesmekte oldukça etkili olduğunu göstermiştir. Er,Cr:YSGG lazeri 1997'de geliştirilmiştir. Bugün lazerler katı, sıvı, gaz ve plazma materyallerinde ve hemen hemen her dalga boyunda elde edilebilmektedir.^{2,3}

LAZER IŞINININ ÖZELLİKLERİ

MONOKROMATİSİTE

Lazer ışığının özel bir rengi vardır. Buna monokromatizm denir. Işın tek dalga boyuna sahip olduğu için tek renge sahiptir ve bu renk, dalga boyu ile birlikte her lazerde farklılık gösterir.^{4,5}

KOHERENTLİK

İki farklı fazdaki ışınların birbirine karışmasına koherens denir. Lazer ışınında koherensliği, boyuna ve enine giden ışınlar sağlar.^{4,5}

PARALELLİK VE DAĞILIM

Lazer ışını diğer ışık türlerinin aksine yüksek derecede paralellik gösterir. Ticari amaçla üretilen lazerlerin ışınlarının paralellik derecesi değil, dağılım miktarı önemlidir. Lazer ışınının dağılıma açıları ise 3-10° arasında değişir. Yüksek derecede paralellik gösteren lazerlerin ışınının çapı küçük ve verimi yüksektir. Dağılımı yüksek lazer ışınları ise hedef çapı büyüyeceğinden daha az etkiye sahip olur ve genellikle düşük yoğunluklu lazer tedavisinde kullanılırlar.^{4,5}

LAZER SİSTEMİNİN BİLEŞENLERİ

LAZER MATERYALİ

Başka bir kaynak tarafından yayılan enerjiyi, sahip olduğu atomlar ya da moleküller yoluyla absorbe edip, daha sonra bu enerjiyi ışık fotonları olarak yayabilen materyaldir (sıvı, gaz, katı, kristal veya yarı iletken). Işının dalga boyu, gücü ve rengi seçilecek madde ile doğrudan ilgilidir. Bir lazer ışınının adı, He-Ne lazer ya da CO₂ lazer gibi kullanılan materyalin adı ile anılır.^{6,7}

ENERJİ KAYNAĞI

Lazer materyalinin, lazer ışını üretebilmesi için gerekli olan eksitasyonu başlatmak, yani daha üst enerji seviyelerine çıkartmak için kullanılır. Genellikle elektrik enerjisi kullanılmaktadır.⁵

MEKANİK YAPI

İçerisinde lazer materyalini barındıran ve iki ucunda paralel aynalar bulunduran kapalı bir kuttur. Aynalardan birinin ışığı yansıtma kapasitesi %100 iken, diğerininki daha azdır.⁵

LAZERİN ÇALIŞMA PRENSİBİ

Lazerin mekanik yapısı içerisine lazer materyali doldurulur. Enerji kaynağından verilen enerji, ortamdaki atomlara ulaşır. Atomların bazıları bu enerjiyi emer. Fazla enerji atomları kararsız hale getirir. Kendisine bir foton çarpan, uyarılmış ve kararsız

atom fazla enerjiyi foton yayarak verir. Fotonlar, benzer şekilde diğer fotonların yayılmasını sağlar. Uçlara ulaşan fotonlar, aynalardan yansarak geri döner ve olay devam eder. Atomların hemen hepsi, foton yaymaya başlayınca kuvvetlenen ışık, kısmen yansıtıcı uçtan dışarı çıkar. Bu, lazer ışınıdır.^{8,9}

LAZER IŞIĞININ DOKUYA ETKİLERİ

Lazer ışığı dokuda dört şekilde ilerleyebilir.

1. Geçme (transmission): Işık hiçbir etki göstermeden ilerleyip dokuyu terk edebilir.

2. Yayılma (scattering): Işığın doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılmasıdır. Enerjinin dokuda daha geniş bir hacme yayılmasından sorumludur. Termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur.

3. Yansıma (reflection): Işık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Dokuya iletilmesi hedeflenen enerji istenilen miktara ulaşmaz. Mineden yansıma, dentin ve diş etine göre daha fazladır.

4. Soğurulma (absorbption): Enerji, dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Soğurulmadan önce bahsedilen üç etki, doku içerisinde biyolojik bir etki meydana getirmezken, soğurulan ışık doku içinde ani ısı oluşumu olarak kabul edilebilen fototermal etkiye yol açabilmektedir. Dokudaki soğurulmanın miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokudaki özelliklerinden (dokunun absorbe gücü, yoğunluğu, kan dolaşımı, mineral ve su oranları) etkilenmektedir.¹⁰⁻¹⁴

Lazer cihazlarının kullanım alanlarını, yani doku tarafından emilim miktarını belirleyen faktörler; dalga boyu ve dalga şeklidir.

Dalga Boyu: Işığın hedef materyal tarafından emilimini belirleyen birincil özelliktir. Dokuya bağlı olarak bazı lazerler diğerlerine göre daha derin, bazıları ise daha sığ bir penetrasyon özelliğine sahiptirler ve dokuda yalnızca yüzeysel bir etki oluşturabilirler.

Dalga Şekli: Lazer enerjisi farklı doku etkilerine neden olan iki dalga şeklinde bulunabilir; devamlı dalga şekilli lazerler dokuya sabit ve kesintisiz bir biçimde düşük ve orta yoğunluklu yüksek miktarda enerji verir. Atımlı ya da eşikli

dalga şekilli lazerler ise dokuya kesintili atımlar halinde küçük miktarlarda ve genelde daha yüksek yoğunlukta enerji verir.^{10,11}

Lazer Doku Etkileşiminde Rol Oynayan Faktörler

- Kullanılan lazerin dalga boyu
- Teknik kullanım seçenekleri
- Uygulanan dokunun tipi

Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Lazer ışığı dokuda;

1. Foto-kimyasal,
2. Foto-termal,
3. Foto-mekanik ve foto elektrik etki gösterecek işlev görür.

Lazerin foto-kimyasal etkileri: Foto-kimyasal etki, lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandıkları yüzeyde ve hedef dokuda oluşturduğu değişikliklerdir. Moleküllerin bağlarının yüksek foton enerjisi etkisi ile çözülmesi ya da kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi söz konusu olabilir.¹³

Lazerin foto-termal etkileri: Lazer enerjisi termal etkiye dönüşerek dokuda ısınma meydana getirir. Koagülasyon, protein denatürasyonu (60°C'nin üzerinde), küçük kan damarlarının tıkanması, lenfatik hemostazın artırılması, yara yerlerinin sterilizasyonu ve doku kaynaşması (70-90°C arasında) gibi olaylara sebep olur.¹⁰⁻¹⁴

Lazerin foto-mekanik ve foto-elektrik etkileri:

Photoablation: Hızlı termal ekspansiyon, mekanik şok dalgaları.

Photodisruption: Optik geri kırılmalar, mekanik şok dalgaları sonucu oluşurlar.^{13,15-17}

LAZER KULLANIM PARAMETRELERİ

Uygulanacak bölgeye kullanım amacına göre değişmektedir.

GÜÇ YOĞUNLUĞU (POWER DENSITY) (PD = W/CM²)

Işık yoğunluğu veya ışık konsantrasyonu olarak da adlandırılabilir ve birim alanda bulunan foton konsantrasyonudur.^{15,18-20}

ENERJİ YOĞUNLUĞU (ENERGY DENSİTY) (ED = J/CM²)

Çok kısa atımlı lazerlerde, güç yerine atım başına enerjiyi kullanmak daha pratiktir. Birim alandaki enerji miktarıdır.^{15,20}

LAZER ATIMLARININ DEVAMLILIĞI

Lazer atımlarının sürekli veya kesintili olması önemli bir faktördür. Sert doku lazerlerinin atım süreleri, dokuya termal etki oluşturmamak amacı ile mikro saniyelerle ifade edilir. Yumuşak dokuda bu süre daha uzun olabilir. Çünkü yumuşak dokuya uygulanan enerji miktarı daha azdır.^{10,15,19,20}

FREKANS (HZ)

Dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu. Bir dalganın boyu artarsa, frekansı azalır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer, kullanım açısından kolaylık teşkil eder.^{7,15,19,20}

LAZERLERİN SINIFLANDIRILMASI**LAZER AKTİF MADDESİNE GÖRE SINIFLANDIRMA**

- **Katı Lazerler:** Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG
- **Gaz Lazerler:** CO₂, Ar/Krypton, Excimer (Excited Dimer), Ultraviolet (UV), He-Ne
- **Sıvı Lazerler:** Boya (çeşitli) (VIS)
- **Elektronik Lazerler:** Yarı iletkenler, Diyot Lazerler (infrared-IR)

LAZER IŞIĞININ HAREKETİNE GÖRE SINIFLANDIRMA

- Sürekli ışık verenler (continuous)
- Atımlı ışık verenler (pulse)
- Dalgalı akım olarak ışık verenler (choop)

LAZER IŞIĞININ DALGA BOYUNA GÖRE SINIFLANDIRMA

- Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)
- Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)
- Kıızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü)

LAZER IŞIĞININ ENERJİSİNE GÖRE SINIFLANDIRMA

- Soft lazer
- Mid lazer
- Hard lazer

LAZER IŞIĞININ UYGULANIŞ ŞEKLİNE GÖRE SINIFLANDIRMA

- Kontaktlı (contact)
- Kontaktsız (noncontact)^{12,15,18-20}

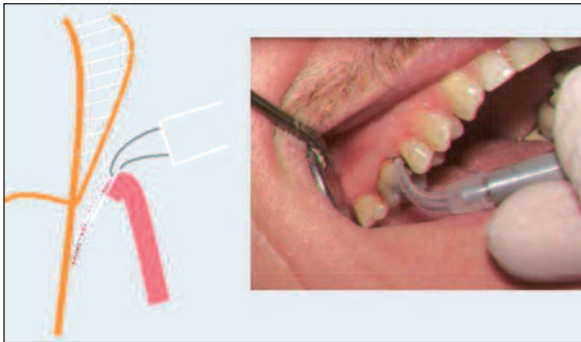
DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZER TİPLERİ**ARGON LAZERLER (487-514 NM)**

En çok kullanılan, iyon lazerdir. Bu lazerler görülebilir iki emisyon dalga boyuna sahiptir. Birincisi; 488 nm dalga boyunda ve mavi renktedir. İkincisi, 514 nm dalga boyunda ve mavi-yeşil renktedir. 514 nm dalga boyunda olanlar yumuşak dokuda çok emilir. 488 nm dalga boyunda olanlar kamforokinon için ihtiyaç olan dalga boyudur. Polimerizasyon süresini azaltır ve kompozit rezinlerin daha az sıvı absorbe etmesini sağlar. Dişle lazer temas ettiğinde, çürük varsa koyu portakal ve kırmızı renk alır, bu da çürüğün kolay bulunmasını sağlar. Hemoglobin tarafından absorbe edilen bir dalga boyuna sahip olmasıyla etkili bir biçimde hemostaz sağlar. Dental sert dokularda fazla absorbe olmaz. Resin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu, pigment lezyonların uzaklaştırılması, vasküler anomalilerin giderilmesi, diş beyazlatması, çürüğün teşhisi, çürüğe karşı direncin artırılması, aşırı dentin desensitizasyonunda kullanılır.^{5,10,11,21,22}

ND:YAG LAZERLER (NEODMİYUM: YİTRİYUM ALİMİNYUM GARNET LAZERLER) (1,064 µM)

Kristal bir lazerdir. İyi hemostatik özelliği vardır. Pigmente dokuda yüksek düzeyde absorbe olur, hızlı bir şekilde kesim yapar, ancak daha açık renkli dokularda daha yavaştır. Diş hekimliğinde sıkça enfeksiyonlara sebep olan bakterilerin renkleri (kahverengi ya da buna yakın renkler) tarafından emilmekte, bu şekilde hızlı bir iyileşme etkisi görülebilmektedir. Diş hekimliği cerrahisinde kullanılan tüm lazer sistemleri içinde en fazla penetrasyon derinliğine sahip olduğu için cerrahi yüzey altında kalan dokular da lazer enerjisiyle maruz kalırlar. Bu da istenmeyen çevre zararlarının doğmasına neden olur. Işık kron ya da köke yönlendirilirse pulpa direkt olarak etkilenir. Bu

etki, hassasiyet gibi pulpal fonksiyonların azalması şeklinde kendini gösterir. Aslında hassasiyetin azalması hasta ve hekim tarafından tercih edilen bir durumdur, ama bu fonksiyon kaybıyla endodontik tedavi gerekip gerekmeyeceğinden emin olamayız. Jinjival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, frenek-tomi, yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin arttırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplamasında kullanılırlar (Resim 1).^{3,11,22-24} Yan kanallar ve dentin kanalcıklarındaki mikroorganizmalara mekanik olarak ulaşarak elimine etmek her zaman mümkün değildir. Kök kanal dezenfektanlarının dentin kanalcıklarının içerisine girebilmeleri; solüsyonun kendi özellikleri, uygulanma şekli ve “smear” tabakasının varlığı ile ilişkilidir. Lazer ışınları, endodontide debris ve “smear” tabakasını kaldırabilmelerinin yanında, dentin dokusuna daha fazla penetre olarak kök kanal sisteminin karmaşık yapısının içerisinde ulaşamayan bölgelere daha fazla ulaşılmasını sağlayabilmektedir.²⁵ Moritz ve ark., yaptıkları in vivo çalışmada Nd:YAG lazerin antibakteriyel etkinliğini araştırmışlardır.²⁶ Araştırmacılar, 30 adet pulpası nekroze dişin kök kanalından mikrobiyolojik inceleme için örnek almışlardır. Daha sonra bu dişlerin kök kanallarına 1,5 W ve 30 mJ değerlerinde Nd: YAG lazer uygulamış ve kök kanallarından örnek alarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, kök kanal dezenfeksiyonu için 1,5 W ve 30 mJ enerji seviyesinin yeterli olduğu ve lazer enerjisinin kök kanallarının dezenfeksiyonu için kullanılabileceğini bildirmişlerdir.²⁶



RESİM 1: Lazer ile sulkular atığın temizlenmesi.

HO:YAG LAZERLER (HOLMİYUM: YİTRİYUM ALÜMİNYUM GARNET LAZERLER) (2120 NM)

Kristaldır. Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin bir karışımı olarak düşünülebilir. CO₂ lazerler gibi yumuşak dokuları kolaylıkla kaldırır, daha iyi hemostaz sağlarlar, ancak CO₂ lazerler daha hızlıdır. Nd:YAG lazerler gibi hemostaz özellikleri vardır, ama daha düşüktür, çünkü hemoglobinin absorpsiyonu azdır. Sadece pigmente dokularda değil, tüm dokularda etkilidirler. Dokuya çok hızlı etki eder, yüzeysel etkiye sahiptir, anestezieye gerek duyulmaz. Bakterisit olsa da implantları dekontamine etmek için kullanılmamalıdır, çünkü implant yüzeylerine zarar verir. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonu, kemik ve kırıkta şekillendirilmesi, artroskopik cerrahi ve TME cerrahisinde kullanılırlar.^{6,11,23,24}

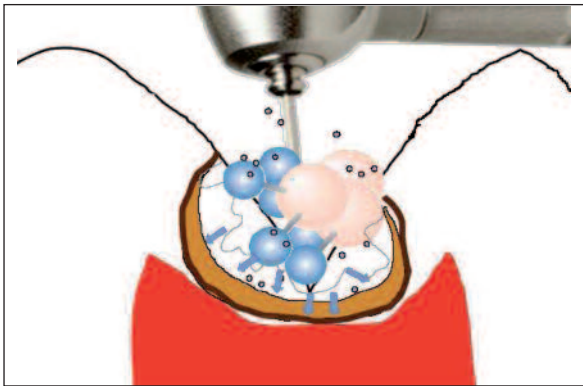
ER:YAG LAZERLER (ERBİYUM: YİTRİYUM ALÜMİNYUM GARNET LAZERLER) (2,94 µM)

CO₂ ve Nd:YAG tip lazerlerin sert dokuları buharlaştırabilmeleri için yüksek yoğunlukta enerjiye ihtiyaç duymalarından dolayı oluşan birtakım yan etkiler, Er:YAG'ı ortaya çıkarmıştır. Tüm biyolojik dokularda iyi emilirler. Hem suda hem de hidroksiapatitte iyi emildiği için diğer lazer sistemlerine göre diş preparasyonunda daha etkilidir, geleneksel aletlerle kıyaslanabilecek ölçüdedir. Soğutmak için su spreyi kullanılarak Er:YAG lazerlerin ışınlama sırasında meydana getirdiği ısı değişimi 3°C altına düşmüştür. Er:YAG lazerlerin avantajları arasında mine ve dentinde preparasyon sonrasında temiz ve düzgün kenarlar oluşturması, işlem sırasında ağrıyı azalttığı için anestezieye ihtiyaç olmaması, kök kanallarında kullanıldığında antiseptik etkiye sahip olması, huzursuzluk ve ağrıya neden olan vibrasyon ve sese neden olmaması ve kanallardan endotoksinleri kaldırması sayılabilir. Kök düzlemesi sırasında kök yüzeyindeki kalkulusu da kaldırabilmektedir ancak aynı zamanda sement ve dentini de kaldırır. Literatürler, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile ışınlanan dentin yüzeylerinin pürüzlü, temiz ve dentin kanallarının açık olduğunu göstermiştir. Böylece, adezyon oluşturmaya daha uygun olduğu düşünülmektedir. Ancak

bazı çalışmalar, lazer uygulanmış yüzeylerdeki bağlanma dayanımının geleneksel aletlerle hazırlanmış yüzeylere göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Lazerin dentin yüzeyindeki bu beklenmedik etkisi, erbium lazerlerin kollajen fibril ağına zarar vermeden hidroksiapatit kristallerini kaldıramamasından kaynaklanıyor olabilir. Amalgam dolgular, porselen kronlar su içermediği için erbium lazerler kullanılarak sökülmeleri ve kesilmeleri mümkün değildir. Porselene zarar vermediği için porselen kron veya köprü restorasyonlarına yakın dokularda rahatça çalışılabilir. Kompozit dolguları sökmek için kullanılabilir. Kontrendikasyonu, dişlerin belirli bir geometrik şekilde aşındırılması gereken inlay ya da kron-köprü preparasyonları gibi durumlardır. Çürük kaldırma, mine ve dentinde kavite hazırlanması, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplamasında kullanılırlar (Resim 2).^{11,16,24}

ER,Cr:YSGG LAZERLER (ERBİYUM, KROMYUM: YİTRİYUM SKANDİYUM GALYUM GARNET LAZERLER) (2,78 µM)

Mine ve dentini, hem su hem de hidroksiapatit tarafından yüksek emilimi sebebiyle etkili olarak aşındırabilmektedir. Yavaş kesme hızları klinikte kavite preparasyonlarında yaygın olarak kullanılmalarına engel olmuştur. Diş dokusunda bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi



RESİM 2: Erbium lazerle kavite preparasyonu.

artar ve ilgili alanlarda mikro patlamalar meydana getirerek kavitasyon gerçekleşir. Hidrokinetik sistem olarak adlandırılmıştır.^{24,27,28} Mine ve dentin yüzeyinde belirgin bir çatlak oluşturmadan pürüzlendirme sağlar, dentinde “smear” tabakası oluşmaz, bu da bonding işleminde başarıyı artırır. Pulpa için güvenlidir. Lokal anestezi çoğunlukla gerekmez. Er:YAG ve bu lazerlerin en büyük avantajlarından biri, diş etine yakın çürükler temizlenirken yumuşak dokuyu yeniden şekillendirmesidir. Minede meydana gelen dağlama güvenilir olmayan bağlanma kuvvetine neden olur. Lazer kullanımından sonra mineye asitle dağlama uygulanmalıdır.^{24,29} Diş sert dokuları su spreyi ile kullanılan Er,Cr: YSGG lazer ile aşındırıldığında hem ısı baskılanır hem de kesim etkinliği artar. Er,Cr:YSGG lazerlerin, diş yüzeylerine bağlanmış porselen veneerlerin mikrotensil bağlanma kuvvetinin %37’lik ortofosforik asit ile yapılan dağlamayla benzer sonuçları sağladığını gösteren çalışmalar vardır. Kavite preparasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, in vitro olarak yakmadan kemikte kesim işlemleri, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplamasında kullanılırlar.^{24,27,29-31}

KARBONDİOKSİT (CO₂) LAZERLER (10,6 µM)

Aktif maddesi gazdır. Yumuşak doku lazeridir. Hidroksiapatit tarafından en fazla absorbe edilen lazerdir. Son derece kontrollüdür, neredeyse hücresel tabakaları kaldırarak ve iletici uç yüzeyle temas etmeden işlem yapar. Buharlaşma alanının çevresinde 0,5 mm’lik bir derinlikte nekrotik bölge oluşur ve kapiller damarlarda koagülasyon meydana gelir. Kanama eğilimi oldukça azdır.^{11,24} Kesim işlemi mekanik bir ekipmanla yapılmadığı için, hekim doku direncini algılayamamakta ve lazer başlığının kontrolü güçleşmektedir. Bu durum, yumuşak doku üzerinde çalışılırken istenmeyen doku yaralanmaları ile sonuçlanabilir. Yara iyileşmesi birkaç gün gecikebilir. Dokular karbon artıklarından kaynaklı olarak siyah-kahverengi bir görünüm alırlar. Birkaç gün içinde yıkama ile geçer. İşlem yapılmış bölgenin

rengi 10-14 gün içinde normal ve sağlıklı rengine kavuşur. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, jinjival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, preprotetik cerrahi, submuköz apselerin tedavisi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin artırılması, kavite preparasyonu, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması, diş beyazlatmasında kullanılırlar.^{11,24,32}

EKSİMER LAZERLER (193-308 NM)

Lazer aktif maddesi, asalgaz (xenon) ve halojengaz (klor) içerir. Eksimer lazerin ışınları maddeyi yakmadan ana kitleden ayırabilir, dolayısıyla düşük enerjisine rağmen sert dokularda madde kaybı yaratılabilir. Lazer son derece pahalıdır ve maliyetinin ya da boyutunun azaltılması potansiyeli yoktur. Kısa UV dalga boyu (248 nm), hücre çekirdeğindeki kromozomları koparabildiği için kanserojen potansiyele sahiptir. Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesinde kullanılırlar.^{5,17}

HELYUM NEON LAZERLER (632 NM)

Lazerler içinde teorik olarak ilk defa sunulan ve daha sonra 1961 yılında pratik olarak uygulamaya konulan öncülerden biridir. Bu lazerin diş hekimliğinde sadece noktasal ışınlama uygulamaları bilinir. Pigmente lezyonların uzaklaştırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonunda kullanılırlar.^{5,17}

RUBY VE ALEXANDRİTE LAZERLER (720-780 NM)

Ruby, tarihsel olarak bakarsak, ilk lazerdir ve sentetik ruby kristal çubuklarının esasına dayanarak

çalışır. Diş hekimliğinde, kırmızı dalga boyları çeşitli uygulamalara izin verir. Kök yüzeyinden plak ve debris uzaklaştırılmasında kullanılırlar.^{5,17}

TİTANYUM SAFİR LAZERLER

Günümüzde en yaygın kullanılan ayarlanabilir katı durumdaki lazerdir. Ana kristal safir, yüksek termal iletkenliğinin yanında, kural dışı kimyasal bir duruma ve mekanik sertliğe sahiptir.^{5,17}

KTP LAZERLER

(POTASYUM TİTANYUM FOSFAT LAZERLER) (532 NM)

Aslen Nd:YAG lazer olup, kristalin önüne gelen bir filtre ile dalga boyu değiştirilmiştir. Etki mekanizması Nd:YAG ile hemen hemen aynıdır. KTP lazer ile yeşil ışık kullanılarak yapılan beyazlatmalar, mavi ışıklı halojen beyazlatmaya göre çok daha etkilidir. Diş beyazlatmasında kullanılırlar.^{5,17}

DÜŞÜK SEVİYELİ LAZER TERAPİSİ (LLLT)

Soft lazer terapi ve biyostimülasyon olarak da bilinir. LLLT terapi ile yapılan ilk çalışmalarda helyum neon gaz lazer kullanılırken ($\lambda=632,8$ nm) günümüzde, yarı iletken diyot lazer (örneğin; gallium arsenide diyot lazer $\lambda=830$ ya da 635 nm) kullanılır. Diyot lazerler, aktif hallerinde katı halde bulunan, yarı iletken alüminyum, galyum, arsenid kombinasyonu bir lazerdir. Diş dokularında absorbe olmaz. Cerrah, güvenli bir şekilde mine, dentin ve sementte kullanır. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, diş beyazlatmasında kullanılırlar (Resim 3).²³

LLLT'nin hücre sitimülasyonu üzerine son derece fazla laboratuvar kanıtları varken, bu teknikle



RESİM 3: Düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT).

ilgili en önemli konu, yara iyileşmesini hızlandırması ve ağrıyı azaltmasıdır.

LLLT uygulamasının diş hekimliğinde yara iyileşmesini hızlandırdığı bölgeler: Oral yumuşak dokudaki cerrahi yaralar, diş eti insizyonları, çekim bölgeleri (kemiğin dolması ve yumuşak

doku iyileşmesi), rekürrent aftöz stomatit lezyonları, pulpa (pulpotomi sonrası sekonder dentin yapımı), kanser kemoterapisi sonucu oluşan oral ülserasyonlar (mukozit), TME hasarı ya da artrit hastalıklar ve hasarlanmış nöral dokularda rejenerasyonu artırmak için kullanılır.^{5,17}

KAYNAKLAR

- Canata G L, Ganzit G P, Grihaudo C. Laser therapy in the rehabilitation of injured athletes. 1st Symposium of Sports Medicine. Santa Margherita Ligure. 5 November 1983; 15-25.
- Kuhn KJ. Laser Engineering. New Jersey: Prentice Hall; 1998. p.30-7.
- Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. Br Dent J 2007;202(1):21-31.
- Bass LS, Treat MR. Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications. Lasers Surg Med 1995;17(4):315-49.
- Baxter GD. Therapeutic Lasers; Theory and Practice. 1st ed. London: Churchill Livingstone; 1994. p.5-20.
- Clayman L, Kuo P. Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry. New York: Theime; 1997. p.50-9.
- Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am 2000;44(4):753-65.
- Hecht J. Understanding Lasers an Entry Level Guide. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1998. p.40-56.
- Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, et al. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. Compend Contin Educ Dent 2003;24(12):935-48; quiz 949.
- Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc 1993;124(2):57-61.
- Miserandino LJ, Levy G, Miserandino CA. Laser interaction with biologic tissues. In: Miserandino LJ, Pick RM, eds. Lasers in Dentistry. 1st ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p.39-55.
- Blahnik JA, Ringde DW. Laser Therapy: A Clinical Manual. 1st ed. Melbourne, FL: Healing Light Seminars Inc; 2003. p.52-9.
- Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev 2003;103(2):577-644.
- Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. Dent Clin North Am 2004;48(4):771-94. v.
- Harris DM, Pick RM. Laser physics. In: Miserandino LJ, Pick RM, eds. Lasers in Dentistry. 1st ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co Inc. 1995. p.27-38.
- Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. Lasers Surg Med 1996;18(3):294-300.
- Moritz A, Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity preparation. In: Moritz A, ed. Oral Laser Application. 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags; 2006. p.75-138.
- Karul T. The Science of Low Power Laser Therapy. Amsterdam, The Netherlands: Overseas Publishers Association; 1998. p.63-7. .
- Tuner J, Hode L. Laser Therapy, Clinical Practice and Scientific Background. 1st ed. Grangesberg, Sweden: Prima Books BA; 2002. p.21-8.
- Wintner E, Strassl M. Basic information on lasers. In: Moritz A, ed. Oral Laser Applications. 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags; 2006. p.1-55.
- Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. J Can Dent Assoc 1999;65(8):447-50.
- Bader HI. Use of lasers in periodontics. Dent Clin North Am 2000;44(4):779-91.
- Benlioğlu Z. [Golden Light Laser in Dentistry]. Dental Medya 2000;6(1):20-3.
- Dederich DN, Bushick RD; ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science; Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. J Am Dent Assoc 2004;135(2):204-12; quiz 229.
- Klinke T, Klimm W, Gutknecht N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. J Clin Laser Med Surg 1997;15(1):29-31.
- Moritz A, Doertbudak O, Gutknecht N, Goharkhay K, Schoop U, Sperr W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. J Am Dent Assoc 1997;128(11):1525-30.
- Eversole LR, Rizioiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc 1995;23(12):41-7.
- Uşümez S, Orhan M, Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122(6):649-56.
- Eversole LR, Rizioiu I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc 1997;128(8):1099-106.
- Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. J Clin Laser Med Surg 1999;17(4):155-9.
- Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. Dent Mater 2007;23(5):570-8.
- Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. J Periodontol 1993;64(7):589-602.