

Ortodonti Pratiğinde Lazerler

Lasers in Orthodontic Practice

Özge Uslu Akçam*

Özet

Lazer, tıp ve diş hekimliği uygulamalarında yeni bir teknoloji olarak yer almaktadır. Dental uygulamalarda kullanım alanı fazla iken, ortodonti alanında kısıtlı kullanıma sahiptir. Bu derlemede lazerin tanımı, tarihçesi, sınıflandırılması, tipleri, ortodontideki kullanım alanları, lazerin güvenli kullanımı ve zararlı etkileri sunulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Lazer, ortodonti

Abstract

Lasers are being introduced as an upcoming tool in medical and dental specialties. While there is a long list of its dental use, its use in orthodontics, in particular, is limited. In this review description, history and classification of lasers, various types of lasers, orthodontic laser applications, dental laser safety and harmful effects of lasers are presented.

Keywords: Laser, orthodontics

* Dr. Dt., Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

Lazerin Tanımı ve Tarihçesi:

Lazer kelime olarak, 'light amplification by stimulated emission of radiation' cümlesinin baş harflerinden oluşmaktadır¹. Tek renkli, düz, yoğun ve aynı fazlı paralel dalgalar halinde hareket eden güçlü ışık demetine lazer denir. Lazer cihazları, elementlerden ve moleküllerden oluşan santral optik kaviteye sahiptir ve bu da enerji seviyesini yükseltir. Uyarılmış yayım, 1900 yılında Alman fizikçi Max Plank ve Danimarkalı Niels Bohr tarafından tanıtılan fiziğin kuantum teorisinden kaynak alır^{2,3}.

Lazer için ilk temel bilgiler yaklaşık 50 yıl öncesine dayanmaktadır. 1960'da, Maiman, ilk lazer cihazını geliştirmiştir⁴. 1960'da ilk uranyum lazer cihazı IBM laboratuvarlarında geliştirilmiştir. 1961'de Bell laboratuvarları ilk helyum-neon lazer cihazını geliştirmiş, 1962'de Robert Hall, General Electric laboratuvarlarında ilk semikondüktör lazeri tanıtmıştır. İlk Nd:YAG lazer ve CO₂ lazer 1964'de Bell laboratuvarlarında bulunmuş, argon lazerin 1964'de, kimyasal lazerin 1965'de ve metal buhar lazerin 1966'da tanıtılmasıyla gelişmeler devam etmiştir. 1965'de Goldman ve ark. lazer ile dövmenin uzaklaştırılması deneyi sırasında erkek kardeşinin dişine iki sinyal kırmızı ışık uygulamış ve minenin yüzey çatlamasının ağrısız olduğunu tespit etmiştir⁵. 1970'lerin ortalarından sonlarına doğru, bilim adamları lazerleri yumuşak doku uygulamalarına dahil etmiştir. Daha sonra birçok araştırmacı CO₂ lazerin ağız yumuşak doku lezyonlarında ve periodontal uygulamalarda etkili olduğunu kabul etmiştir⁶⁻⁸. 1987'de, taşınabilir masa üstü modeli geliştirilmiş ve 1990'da genel diş hekimliğinde Nd:YAG lazer tanıtılmıştır⁹. 1989'da, Hibst ve Keller deneysel olarak erbiyum YAG lazerin mine, dentin ve kemiği kesmede etkili olduğunu göstermiştir¹⁰. 1990 larda, kompozit polimerizasyonu, diş beyazlatma, koronal pulpa çıkartılması ve mine çürüklerinin temizlenmesi gibi lazerin kullanım alanları tanıtılmıştır. Günümüzde lazer, ortodontide bonding, debonding, kraniyofasiyal görüntüleme, gingival kontrolleme ve mine demineralizasyonunu önlemek gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Lazerlerin Sınıflandırılması:

1. Yayım şekline göre: Parçalı lazer, devamlı lazer, atımlı lazer.
2. Gücüne göre: Yüksek güçlü lazer, orta güçlü lazer, düşük güçlü lazer.
3. Yayım materyaline göre: Gaz lazer, katı fazlı lazer, boya lazer, yarı iletken diyot lazer, halka lazer.
4. Uygulanan dokuya göre,
 - a. Sert doku lazerler- Kemik ve diş dokularını kesmede, diş yüzeyini bonding hazırlamada, küçük miktarda diş dokusunu uzaklaştırmada ve dental restorasyonlarda kullanılır.

- b. Yumuşak doku lazerler- Damar ve sinir sonlarının kapatılması amacıyla yumuşak dokuya uygulanırlar.
5. Biyolojik zarar potansiyeline göre,
 - a. Sınıf I- Bu lazerler cd çaralardaki ve lazer çürük tespit edicilerde bulunur. Bu lazerlere çıplak göz ile bakmanın riski yoktur. Bu grup lazerlerin maksimum kuvvet çıkışı mavi ışık için 40µW ve kırmızı ışık için ise 400µW tur¹¹.
 - b. Sınıf II- Bu lazerler lazer pointer larda bulunur. Çıplak göz ile bakmada riskleri vardır^{12,13}. Bu grup lazerlerin maksimum çıkışı 1mW tur.
 - c. Sınıf III- Sınıf IIIa, IIIb ve IIIr olmak üzere 3 alt tipi vardır. Sınıf IIIa lazerler, herhangi bir dalga boyunda yayılabilir ve korumasız göz için zararlı değildir. Sınıf IIIb lazerlerin, maksimum çıkışı 0.5mW dur. Örnek olarak soft medikal lazerler, lazer ölçüm cihazları, lazer ışık cihazları verilebilir. Çevresel kontroller, koruyucu gözlükler ve lazer güvenliği için bilgilendirilme gerekmektedir¹⁴. Korumasız gözler için zararlıdır. Sınıf IIIr lazerler, IIIa'dan daha az çıkışa sahiptir ve Sınıf IIIb ile aynı güvenlik önlemlerini gerektirir¹⁵.
 - d. Sınıf IV- Tüm yüksek güç lazerleri, cerrahi ve diğer kesici lazerleri içerir. Güç çıkışı üst sınırı yoktur. Diş hekimliğinde ve oral-maksillofasiyal cerrahide kullanılan tüm cerrahi lazerler bu gruba girer. Bu grup lazerler korunmasız personele en yüksek zararı verirler¹⁶.

Lazer Tipleri:

Diğer lazerler aktif maddesine, dalga boyuna, taşıyıcı sistemine, yayım moduna, doku emilimine ve klinik uygulamasına göre isimlendirilmektedir (Tablo.1).

* *Argon Lazer:* Aktif maddesi argon olan lazerlerdir. İki dalgaboyu vardır; 488nm (mavi) ve 514nm (mavi-yeşil). Her iki dalga boyu da dental sert dokular ve su tarafından az emilir. Böylece gingival cerrahiler sırasında diş sert dokularına zarar vermeme avantajına sahiptir.

* *CO₂ Lazer:* Bir gaz-aktif madde lazeridir. 10,600nm dalga boyuna sahiptir ve su tarafından iyi emilir. Hızlı bir yumuşak doku uzaklaştırıcısıdır ve yoğun fibröz doku kesmede çok başarılıdır. Diğer dental lazerlerden daha yüksek hidroksiapatit emilimi gösterir. Ortodontide söküm aşamasında kullanılır.

* *Diyot Lazer:* Katı-fazlı semikondüktör bir lazerdir ve elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için aliminyum-galyum-arsenit birleşimini kullanır. Dental uygulamalarda kullanılabilen tipinin dalga boyu 800 ile 900nm arasındadır. Diyot lazer çok iyi bir yumuşak doku lazeridir, sulkular enfekte doku temizlenmesinde ve gingival cerrahi işlemlerde kullanılabilir. Diş sert dokuları tarafından emilimi azdır. Avantajı küçük boyutlu cihaz ile kullanılabilmesidir.

Tablo 1. Lazer Sınıflaması

Yayım şekline göre	Parçalı Devamlı Atımlı		
Gücüne göre	Yüksek güçlü Orta Düşük		
Yayım materyaline göre	Gaz Katı fazlı Boya		
Uygulanan dokuya göre	Sert doku Yumuşak doku		
Biyolojik zarar potansiyeline göre	Sınıf I Sınıf II Sınıf III Sınıf IV		
	Diş hekimliğinde kullanım Alanı	Avantajı	
Aktif maddesine göre	Argon Lazer	Gingival cerrahiler	Sert dokulara zararı az
	CO2 Lazer	Yumuşak doku cerrahisi Braketlerin söküm aşaması	Yoğun fibröz doku kesme
	Diyot Lazer	Yumuşak doku cerrahisi Sulkular enfekte doku temizleme Gingival cerrahi	Sert doku emilimi az Küçük cihazla kullanım
	Er, Cr: YSGG Lazer	Diş çürüğünün uzaklaştırılması Diş preperasyonu	Gingivaya yakın çürükler rahatlıkla tedavi edilebilir
	Er: YAG Lazer	Diş çürüğünü uzaklaştırılması Diş preperasyonu	Gingivaya yakın çürükler rahatlıkla tedavi edilebilir
	Ho: YAG Lazer	Temporomandibuler eklemin artroskopik cerrahisi	Diş dokuları tarafından emilimi düşük

* *Er,Cr:YSGG ve Er:YAG Lazer:* Er,Cr:YSGG (2790nm) lazer katı itriyum-skandiyum-galyum-granat aktif maddesine sahiptir. Er:YAG lazer (2940nm) itriyum-aliminyum-granat aktif maddesine sahiptir. Her iki lazer de su ve hidroksiapatit tarafından yüksek emilime sahiptir. Bu lazerler çürüğün uzaklaştırılmasında ve diş preperasyonu sırasında su spreyi ile kullanım için idealdir. Bu lazerlerin avantajı gingivaya yakın çürükler rahatlıkla tedavi edilebilir ve ayrıca yumuşak doku da aynı enstrümanla yeniden şekillendirilebilir.

* *Ho:YAG Lazer:* İtiryum-aliminyum-granat aktif maddesi vardır. Dalgaboyu 2120nm'dir. Su tarafından emilimi Nd:YAG lazerden fazladır ancak pigment dokulara afinitesi azdır. Diş dokuları tarafından emilimi düşüktür. Temporomandibuler eklemin artroskopik cerrahisinde kullanılır.

* *Nd:YAG Lazer:* Katı aktif ortamı vardır, diş hekimliği için geliştirilen ilk lazerdir. Dalga boyu 1064nm dir. Su ve pigment dokular tarafından yüksek emilim gösterir. Diş sert dokuları tarafından emilimi azdır. Bu lazer, birçok periodontal uygulamada, sulkular enfekte doku

temzilenmesinde kullanılır. Ortodontide ise debonding aşamasında kullanılabilir.

Lazerin Ortodontide Kullanım Alanları:

* *Ortodontik Tedavi Süresince Ağrının Azaltılması:* Bazı hastalar ortodontik tedavi sırasında ağrı veya rahatsızlık hissetmektedir¹⁷. Krukemeyer ve ark. nın yapmış oldukları araştırmaya göre hastaların %18'i kontrol randevusu sırasında ağrıları olduğunu söylerken; %58,5'i randevudan birkaç gün sonra ağrıdan şikâyet etmiştir, %26,5'i hemen randevuyu takiben veya 1 gün sonra ağrı için ilaç kullanmıştır¹⁸. Ağrı kontrol yöntemlerinden biri de lazer uygulamasıdır^{19,20}. Birçok çalışmada Nd:YAG²¹, He:Ne ve semikondüktör lazerlerin^{20,22} analjezik etkileri olduğu gösterilmiştir. Bir çalışmada CO₂ lazerin Nd: YAG lazerden daha iyi analjezik etkisi olduğu bulunmuştur²³. Fujiyama ve ark.²⁴, CO₂ lazerin ortodontik ağrıya etkinliğini araştırmışlar ve lokal CO₂ lazer uygulamanın ortodontik kuvvete bağlı ağrıyı azaltmada etkin olduğunu bulmuşlardır.

* *Temporomandibuler Eklem Ağrısının azaltılması*: Pinheiro ve ark.²⁵ ve Simunovic ve ark.²⁶ temporomandibuler eklem disfonksiyonu olan vakalarda ağrıyı azaltmak için düşük doz CO₂ lazer tedavisinin etkin olduğunu bildirmişlerdir.

* *Işıklı Polimerize Adezivin Polimerizasyonu*: Ortodontik materyallerin bonding süresini azaltmak klinik bir başarıdır²⁷. Kamforokinon, birçok ışıkla sertleşen adezivlerde başlatıcıdır^{28,29}, ışık spektrumunun mavi alanına duyarlıdır ve 470nm emilimi vardır³⁰. Argon lazer, konvansiyonel ışık cihazlarına göre %75 daha kısa sürede polimerize edebilir³¹⁻³⁴. Powell, Morton ve Whisenat'ın bulgularına göre ışıkla polimerize materyaller için gerekli lazer enerjisinin pulpa veya mineye yan etkisi yoktur³⁵. Birçok araştırmacı daha düşük süreli argon lazer kullanmışlar ve konvansiyonel ışıkla polimerizasyon sistemleriyle kıyaslanabilir rezin dayanıklılığı elde etmişlerdir³⁶⁻³⁹. Cobb ve ark.⁴⁰, Shanthala ve Munshi⁴¹ ve Talbot, Blankenau ve Zobitz⁴² 10sn argon lazer uygulamasını 40sn konvansiyonel ışık uygulaması ile kıyaslayınca eşit veya daha yüksek yapışma kuvveti elde etmişlerdir.

* *Braket-Mine Yüzeyi Yapıştırma Kuvvetini Artırmak*: Lazerin smear tabakasını uzaklaştırabildiği literatürde bildirilmiştir^{43,44} ve lazer uygulandıktan sonra minede ortofosforik asit ile pürüzlendirmede olduğu gibi⁴⁵ çözünme ve rekristalizasyon gibi fiziksel değişimler olmaktadır⁴⁶⁻⁴⁸. Bazı araştırmalar asitle pürüzlendirme yapılmış dişin lazerle pürüzlendirme yapılmış dişten daha fazla yapıştırma kuvveti olduğunu bulurken⁴⁹⁻⁵¹; lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye kıyaslanabilir^{52,53} ve hatta daha kuvvetli yapışma kuvveti olduğunu⁵⁴ bulan araştırmacılar da vardır. Kim ve ark.⁵⁵, Er: YAG lazer uygulanan minenin fosforik asit uygulanana göre asit atağına daha dirençli olduğunu bulmuştur. Hamamcı ve ark., lazerle pürüzlendirmenin çürük riskini azalttığını ve zaman kazandıran bir yöntem olduğunu vurgulamışlardır⁵⁶. Özer ve ark.a göre ise 1.50W lazer ile pürüzlendirme ortodontik bonding açısından başarılı iken 0.75W lazer ile pürüzlendirme ortodontik bonding açısından başarılı değildir⁵⁷.

* *Seramik Braketlerin Söküm İşlemi*: Seramik braketler daha iyi bir estetik görüntüye sahip olsa da söküm sırasında mine ve braket kırıkları, çatlakları genelde görülen problemlerdir⁵⁸. Aşşap ısı pensler⁵⁹, sıcak hava kurutucuları⁶⁰, özel geliştirilen elektrotermal söküm cihazları (ETD)⁶⁰ ve lazerler^{61,62} seramik braket yüzeyindeki adezivin ısı ile yumuşaması amacıyla kullanılmaktadır. Strobl ve ark.⁶³ seramik braketlerde lazerle yapılan söküm işleminin güvenli ve basit bir metot olduğunu bulmuşlardır. Lazer kullanılarak rezin ayrıştırması ısı ile yumuşatma veya termal ayrıştırma veya foto ayrıştırma sonucunda olmaktadır. Isı ile yumuşatma direkt rezinin, braketin veya dişin ısıtılması ile

oluşur. Termal ayrıştırma bir sökme kuvveti veya ısı artışı olmadan yapışma yüzeyine gaz basıncı uygulanması ile daha hızlı bir süreçtir. Foto ayrıştırma ise yüksek enerjili lazer ışığının materyal ile etkileşimi ve termal ayrıştırmadaki gibi yüzeye uygulanan gaz basıncı ile braketin diş yüzeyinden ayrılması sağlanmaktadır. Tocchio ve ark. göre eğer braketler sert bir şekilde sökülürse ve söküm süresi 0.5sn den daha fazla ise, tek atımdan daha fazla uygulama gerekir ve termal yumuşatma braketin kopmasına neden olur⁶¹. Ters olarak, eğer söküm sert bir şekilde oluyorsa ve 0.5sn den daha kısa sürüyorsa; ayrıştırma braketin kopmasına neden olur⁶¹. Hayakawa monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin Nd:YAG lazer ile sökümü üzerinde çalışmış ve Nd:YAG lazerin 2.0J veya daha fazla enerjide kullanımının seramik braketlerin söküm aşamasında etkili olduğunu bulmuştur⁶⁴.

* *Mine Skarlarından Koruma*: 1965de Sognaes ve Stern, mine lazere maruz kalınca asite karşı direnç geliştiğini rapor etmişlerdir⁶⁵. Bu bulguyu onaylayan Yamamoto ve Sato⁶⁶, lazerli mine dokusunu diş protezlerinin değişik bölümlerinde kullanmışlardır. 3 ay sonra, lazer uygulanmayan alanda beyaz lezyonlar görülürken, uygulanan alanda bir değişiklik olmamıştır⁶⁶. Argon lazerle mineye ışın uygulanması deminerilizasyonu %30-50 azaltır^{67,68}. Fox, Duncan ve Otsuka⁶⁹, mine deminerilizasyonunu azaltmasına ilaveten lazerin eşik pH'ı azalttığını bulmuşlardır. Birçok araştırma sonucuna göre lazerin florid tedavisi ile kombinasyonu asit direncine sinerjistik etki yaratır⁷⁰⁻⁷⁵. Powell ve ark. tarafından yapılan invitro çalışmalar⁶⁸ ile Hicks, Flaitz ve Westerman tarafından yapılan çalışmalar sonucunda⁷²⁻⁷⁵ argon lazerden sonra %30-60 demineralizasyona karşı direnç ve azalmış mine çözünürlüğü bulunmuştur.

* *Görüntü Tarama ve Rekonstrüksiyon (Holografi)*: Teknolojideki yeni ilgi alanlarından biri de lazer holografi tekniklerini kullanarak 3 boyutlu kraniyofasiyal görüntülemedir. Lazer holografi sisteminin temel komponentleri lazer, lensler ve kameradır. Lazer ışığı genişletilmiş ve hizalanmış olmalıdır. Lazer holografının ortodontideki kullanım alanları yumuşak doku analizi⁷⁶ ve dijital modellerdir⁷⁷.

* *Ortodontik Tedavi Sırasındaki Pulpal Kan Akımının Ölçümü*: Ortodontik tedavinin pulpa kan akımı azalmasına neden olduğu yıllar önce bildirilmiştir⁷⁸. McDonald ve Pitt Ford, maksiller kanin dişine devamlı hafif tipping kuvveti uygulandığında pulpal kan akımının azaldığını bulmuşlardır⁷⁹. Ortodontik tedavinin pulpaya kan akımını azaltıcı etkisi önemli olsa da⁸⁰; odontoblastik tabakanın bozulması⁸¹, sekonder dentin oluşumu ile pulpal obliterasyon⁸² ve pulpal nekrozis⁸³ de ortodontik tedavi ile ilişkilidir. Günümüzde lazer-doppler akış ölçer, pulpal kan akımını ölçmede yaygın olarak kullanılan kolay

ve güvenilir bir metottur⁸⁴. Barwick ve Ramsay, 4 dakikalık intrüziv ortodontik kuvvet uygulamasının insan pulpal basıncına etkisini ölçmüşler ve kısa intrüziv ortodontik kuvvet ile pulpal basıncın azalmadığı sonucuna varmışlardır⁸⁵.

* *Gingival Biçimlendirme ve Yeniden Şekillendirme*: Gingivanın yeniden şekillendirilmesi ortodonti kliniğinde diyet lazer kullanılarak yapılabilir. Diyet lazerin diğer lazerlere göre avantajı sert dokuları kesmemesi ve gingival işlemlerde diş dokusuna zarar vermemesidir. Boyutu küçüktür ve daha ucuzdur. Koagule ve sterilize etmesi de diğer avantajlarıdır. Diyet lazer ayrıca deney hayvanlarında mandibuler kondil gelişimini kontrol için de kullanılmıştır⁸⁵. Lazerin yüzün gelişimini düzenlemede etkili olduğu ve konvansiyonel tedavi metodlarına alternatif olabileceği bulunmuştur⁸⁶.

* *Gömülü Dişlerde Uygulama*: Lazerle yapılan yumuşak doku araştırmalarında insizyonda kolaylık, komşu dokularda minimum harabiyet ve kanama, çok az ödem ve ağrı gözlenmiştir⁷. Nd: YAG lazer, ortodonti ve pedodonti pratiğinde gömülü diş ekspozunda, frenktomi, papillektomi, gingival eksizyon gibi minör cerrahi uygulamalarda kansız ve ağrısız bir müdahale yöntemidir⁸⁷.

Nd: YAG lazerin üst kanin dişlerin distalizasyon hızı üzerine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, 40j/cm²'lik düşük doz lazer ışınlarının diş hareketi hızı üzerine istatistiksel açıdan anlamlı bir etkisi olmadığı saptanmıştır⁸⁸.

Lazerin Zararlı Etkileri:

* *Yanma ve Patlama Etkisi*: Ateş patlaması genelde Sınıf IV lazerlerde⁸⁹ görülür. Alkol veya benzeri yanıcı materyalin çalışılacak yüzeyden uzak tutulması gerekir

* *Isınma*: Tüm lazerlerin soğutucu bir sisteme ihtiyacı vardır, bazılarında içte bir fan varken, bazılarında ise bir fan ve radyatör vardır.

* *Gözlerin Korunması*: Diş hekimi, asistanı, hasta ve uygulama bölgesindeki diğer bireyler Sınıf III ve IV lazerin direkt ve reflekte radyasyonundan risk altındadır. Dental lazerin uygulanması sırasında uygun koruyucu gözlüklerin kullanılması gereklidir çünkü değişik dalga boyunda korunmasız gözlerin farklı bölgeleri zarar görebilir. Uzun dalga boyunda ayrışma, skar oluşumu veya görmede distorsiyon olabilir⁹⁰. Düşük enerjide bir lazerde bile retinal hasar oluşabilir. Retina, yaralanmaya karşı ciltten 1.000.000 kez daha hassastır ve retinal yaralanma ağrı reseptörlerinin olmaması nedeniyle fark edilemeyebilir⁹¹.

* *Cilt Açısından Riskler*: UV lazerler (<400nm) diş hekimliğinde kullanılsa da hem cilde zararlı etkisi, hem de prekanseröz etkisi nedeniyle risklidir. Diğer lazer dalga boyları cilt yanıklarına neden olabilir^{92,93}.

* *Lazer Artıkları*: Kalsifiye olmayan doku çıkarıldığında, örneğin çürük temizlenmesinde ve tüm yumuşak doku cerrahilerinde kompleks kimyasal bir karışım yayılır. Bu karışım su buharı, karbon monoksit, karbon dioksit, hidrokarbon gazları ve organik materyaller içerir. Lazere bağlı bu doku artıkları 'lazer artıkları' olarak adlandırılmaktadır. Bu artıkların inhalasyonu tehlikeli olabilir ve mide bulantısı, nefes alma zorluğuna neden olabilir^{94,95}.

* *Pulpa Hasarı*: Kompozit rezinlerin polimerizasyonu intrapulpal ısıyı artırır. Pulpanın termal hasardan iyileşmesi için ısı artışı 5,5°C yi geçmemelidir⁹⁶. Argon lazer ile rezin polimerizasyonu halojen lambalardan daha hızlıdır ve pulpayı ısı artışına bağlı hasarlardan korumasıyla daha güvenlidir.

Sonuç: Lazerin dental uygulamalarda kullanımının tanıtılmasının ardından günümüzde sert ve yumuşak doku işlemlerinde oldukça etkili bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Lazerin ortodontide kullanımı ise gelecekte düşük maliyet ve yeni geliştirilmiş cihazlar ile daha yaygın hale gelebilecektir.

Kaynaklar

1. Colouzzi DJ., Convissar RA. Lasers in clinical dentistry. Dent Clin North Am. 751-1145, 2004.
2. Dictionary of scientific biography. New York: Charles Scribner's ; 1971.
3. Bohr N. The theory of spectra and atomic constitution: 2nd edition. Cambridge: Cambridge University Press; 1992.
4. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature. 187:493-494, 1960.
5. Goldman L., Gray JA., Goldman J., Goldman B., Meyer R. Effects of laser impacts on teeth. J Am Dent Assoc. 70:601-606, 1965.
6. Pecaro BC., Garehime WJ. The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg. 41:725-728, 1983.
7. Frame JW. Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. Br Dent J. 158:125-128, 1985.
8. Pick RM., Pecaro BC., Silberman CJ. The laser gingivectomy. J Periodontol. 56:492-494, 1985.
9. Myers TD., Myers ED., Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd: YAG dental laser. Northwest Dent. 68:14-17, 1989.
10. Hibst R., Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard subs-

- tances : 1. Measurement of ablation rate. *Lasers Surg Med.* 9:338–344, 1989.
11. Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. *Br Dent J.* 202:527–531, 2007.
 12. Sethi CS., Grey RH., Hart CD. Laser pointers revisited: a survey of 14 patients attending casualty at the Bristol Eye Hospital. *Br J Ophthalmol.* 83:1164–1167, 1999.
 13. Robertson DM., McLaren JW., Salomao DR., Link TP. Retinopathy from a green laser pointer: a clinicopathologic study. *Arch Ophthalmol.* 123:629–633, 2005.
 14. Reidenbach HD., Dollinger K., Hofmann J. Field trials with low power lasers concerning the blink reflex. *Biomed Tech (Berl).* 47 (1):600–601, 2002.
 15. Chandra P., Azad RV. Laser rangefinder induced retinal injuries. *Indian J Ophthalmol.* 52:349–351, 2004.
 16. Schuele G., Rumohr M., Huettmann G., Brinkmann R. RPE damage thresholds and mechanisms for laser exposure in the microsecond-to-millisecond time regimen. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 46:714–719, 2005.
 17. Brown DF., Moerenhout RG. The pain experience and psychological adjustment to orthodontic treatment of preadolescents, adolescents and adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 100:349–356, 1991.
 18. Krukemeyer AM., Arruda AO., Inglehart MR. Pain and orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 79:1175–1181, 2009.
 19. Fukui T., Harazaki M., Muraki K., Sakamoto T., Isshiki Y., Yamaguchi H. The evaluation of laser irradiated pain reductive effect by occlusal force measurement. *Orthod Waves.* 61:199–206, 2002.
 20. Saito S., Mikikawa Y., Usui M., Mikawa M., Yamasaki K., Inoue T. Clinical application of a pressure-sensitive occlusal sheet for tooth pain-time dependent pain associated with a multi-bracket system and the inhibition of pain by laser irradiation. *Orthod Waves.* 61:31–39, 2002.
 21. Harazaki M., Isshiki Y. Soft laser irradiation effects on pain reduction in orthodontic treatment. *Bull Tokyo Dent Coll.* 38:291–295, 1997.
 22. Turhani D., Scheriau M., Kapral D., Benesch T., Jonke E., Bantleon HP. Pain relief by single low-level laser irradiation in orthodontic patients undergoing fixed appliance therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130:371–377, 2006.
 23. Lippert BM., Werner JA. Comparison of carbon dioxide and neodymium: yttrium- aluminum-garnet lasers in surgery of the inferior turbinate. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 106:1036–1042, 1997.
 24. Fujiyama K., Deguchi T., Murakami T., Fujii A., Kushimad K., Yamamotoe TT. Clinical effect of CO2 lasers in reducing pain in orthodontics. *Angle Orthod.* 78:462–466, 2008.
 25. Pinheiro AJ., Cavalcanti ET., Pinheiro TI., Alves MJ., Manzi CT. Low-level laser therapy in the management of disorders of the maxillofacial region. *J Clin Laser Med Surg.* 15:181–183, 1997.
 26. Simunovic Z. Low level laser therapy with trigger points technique; a clinical study on 243 patients. *J Clin Laser Med Surg.* 14:163–167, 1996.
 27. Graber TM. Our word is as good as our bond. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 108:229–230, 1995.
 28. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Visible light-cured composites and activating units. *J Am Dent Assoc.* 110:100–103, 1985.
 29. Cook WD. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *J Dent Res.* 61:1436–1438, 1982.
 30. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J.* 35:218–225, 1985.
 31. Blankenau RJ., Kelsey WP., Powell GL., Shearer GO., Barkmeier WW., Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent.* 4: 4-12, 1991.
 32. Kelsey WP., Blankenau RJ., Powell GL., Barkmeier WW., Cavel WT., Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med.* 9:623–627, 1989.
 33. Powell GL., Kelsey WP., Blankenau RJ., Barkmeier WW. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *J Esth Dent.* 1:34–37, 1989.
 34. Severin C., Maquin M. Argon ion laser beam as composite resin light curing agent. In: *Lasers in Dentistry.* New York, NY: Elsevier; 1989: 241–246.
 35. Powell GL., Morton TH., Whisenant BK. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med.* 13:548–552, 1993.
 36. Kupiec KA., Swenson RR., Blankenau RJ., Bhatia SJ. Laser vs VLC systems for bonding orthodontic brackets [abstract 3205]. *J Dent Res.* 76:414–417, 1997.
 37. Kurchak M., Desantos B., Powers J., Turner D. Argon laser for light curing adhesives. *J Clin Orthod.* 31:371–374, 1997.
 38. Sedivy M., Ferguson D., Dhuru V., Kittleson R. Orthodontic resin adhesive cured with argon laser: tensile bond strength [abstract 582]. *J Dent Res.* 72:174–176, 1993.
 39. Weinberger SJ., Foley TF., McConnell RJ., Wright WZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light and chemically cured resin systems. *Angle Orthod.* 67:173–178, 1997.
 40. Cobb DS., Vargas MA., Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent.* 9:199–202, 1996.

41. Shanthala BM., Munshi AK. Laser vs. visible-light cured composite resin: an in-vitro shear bond study. *J Clin Ped Dent.* 19:121-125, 1995.
42. Talbot TQ., Blankenau RJ., Zobitz ME. The effect of argon laser irradiation of enamel on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 118:274-279, 2000.
43. Takeda FH., Harashima T., Eto JN., Kimura Y., Matsumoto K. Effect of Er: YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endod Dent Traumatol.* 14:270-273, 1998.
44. Takeda FH., Harashima T., Kimura Y., Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontics irrigants and two types of laser. *Int Endod J.* 32:32-39, 1999.
45. Zakariasen KL., MacDonald R., Boran T. Spotlight on lasers. A look at potential benefits. *J Am Dent Assoc.* 122:58-62, 1991.
46. Nelson DGA., Wefel JS., Jongbloed WL., Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low energy infrared laser irradiation. *Caries Res.* 21:411-426, 1987.
47. Walsh LJ., Abood D., Brockhurst PJ. Bonding of composite resin to carbon dioxide laser-etched human enamel. *Dent Mater.* 10:162-166, 1994.
48. Silverstone LM., Saxton CA., Dogon IL., Fejerskov O. Variations in the pattern of etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 9:373-387, 1975.
49. Von Fraunhofer JA., Allen DJ., Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 63:73-76, 1993.
50. Drummond JL., Wigdor HA., Walsh JT., Fadavi S., Punwani I. Sealant bond strengths of CO2 laser-etched vs acid-etched bovine enamel. *Lasers Surg Med.* 27:111-118, 2000.
51. Corpas-Pastor L., Moreno JV., Garrido JD., Muriel VP., Moore K., Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 128:732-737, 1997.
52. Ariyaratnam MT., Wilson MA., Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd: YAG laser. *Dent Mater.* 15:223-228, 1999.
53. Whitters CJ., Strang R. Preliminary investigation of a novel carbon dioxide laser for applications in dentistry. *Lasers Surg Med.* 26:262-269, 2000.
54. Walsh LJ., Abood D., Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.* 10:162-166, 1994.
55. Kim JH., Kwon OW., Kim HL., Kwon YH. Acid resistance of erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. *Angle Orthod.* 76:441-445, 2006.
56. Hamamcı N., Akkurt A., Başaran G. In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. *Lasers Med Sci.* 27:, 2009.
57. Özer T., Başaran G., Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:193-197, 2008.
58. Habibi M., Nik TH., Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 132:675-679, 2007.
59. Wool AL. A better debonding procedure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 102:84-86, 1992.
60. Bishara SE., Truelove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study-part II, findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 98:263-273, 1990.
61. Tocchio RM., Williams PT., Mayer J., Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 103:155-162, 1993.
62. Rickabaugh JL., Marangoni RD., McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:388-393, 1996.
63. Strobl K., Babus TL., Willham L., Bishara SE., Stwaley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 101:152-158, 1992.
64. Hayakawa K. Nd:YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128:638-647, 2005.
65. Sognnaes RF., Stern RH. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in-vitro. *J S Calif Dent Assoc.* 33:328-329, 1965.
66. Yamamoto HY., Sato K. Prevention of dental caries by Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res.* 59:2171-2177, 1980.
67. Duncan Y., Powell GL., Higuchi WI., Fox J. Enhancement of argon laser effect on dissolution and loss of human enamel. *J Clin Laser Med Surg.* 11:259-261, 1993.
68. Powell LG., Duncan Y., Higuchi WI., Fox JL. Comparison of three lasers on demineralization of human enamel. *Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine II.* 18:188-192, 1994.
69. Fox JL., Duncan Y., Otsuka M. Initial dissolution rate studies on dental enamel after CO2 laser irradiation. *J Dent Res.* 71:1390-1398, 1992.
70. Flaitz CM., Hicks MJ., Westerman GH. Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an in-vitro study. *Pediatr Dent.* 17:31-39, 1995.

71. Goodman BD., Kaufman HW. Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J Dent Res.* 56:1201-1207, 1977.
72. Hicks MJ., Flaitz CM., Westerman GH. Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: an in-vitro study. *J Dent Child.* 60:201-206, 1993.
73. Hicks MJ., Flaitz CM., Westerman GH. Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent.* 20:9-13, 1995.
74. Hicks MJ., Flaitz CM., Westerman GH. Roots caries in-vitro after low fluency argon laser and fluoride treatment. *Compendium.* 18:543-552, 1997.
75. Hicks MJ., Flaitz CM., Westerman GH. Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects. *J Am Dent Assoc.* 125:401-407, 1994.
76. Baik HS., Jeon JM., Lee HJ. Facial soft-tissue analysis of Korean adults with normal occlusion using a 3-dimensional laser scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 131:759-766, 2007.
77. Kuroda T., Motohashi N. A 3D computer added design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod.* 21:263-274, 1999.
78. Stenvik A., Mjrr IA. Pulp and dentin reactions to experimental tooth intrusion- a histological study of the initial changes. *Am J Orthod.* 57:370-385, 1970.
79. McDonald F., Pitt Ford TR. Blood flow changes in permanent maxillary canines during retraction. *Eur J Orthod.* 16:1-9, 1994.
80. Unterseher R., Nieburg L., Weimar A., Dyer J. The response of human pulpal tissue after orthodontic force application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 92:220-224, 1987.
81. Anstendig HS., Kronman JH. A histological study of pulpal reaction to orthodontic tooth movement in dogs. *Am J Orthod.* 42:50-55, 1974.
82. Spurrier SW., Hall SH., Joondeph DR., Shapiro PA., Reidel RA. A comparison of apical root resorption during orthodontic treatment in endodontically treated and vital teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 97:130-134, 1990.
83. Ztun J., Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 93:143-148, 1988.
84. Doruk C., Babacan H. Ortodontide laser doppler flowmetry. *Türk Ortodonti Dergisi.* 16(1):82-90, 2003.
85. Barwick PJ., Ramsay DS. Effect of brief intrusive force blood flow on human pulpal blood flow. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:273-279, 1996.
86. Kharsa MA. Use of laser in controlling the growth of facial structures, "Laser-Orthopedics". *Orthod Cyberjournal* August 2005.
87. Özgen M., Gençay K. Dental lazerin gömülü dişlerde uygulanması. *Türk Ortodonti Dergisi.* 6(2):211-213, 1993.
88. Koçoğlu-Altan B., Sökücü O. ND:YAG lazerin üst kanin dişlerin distalizasyon hızı üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Türk Ortodonti Dergisi.* 22(1): 16-25, 2009.
89. Dave R., Mahaffey PJ. The control of fire hazard during cutaneous laser therapy. *Lasers Med Sci* 2002; 17: 6-8.
90. Widder RA., Severin M., Kirchof B., Krieglstein GK. Corneal injury after carbon dioxide laser skin resurfacing. *Am J Ophthalmol.* 125:392-394, 1998.
91. Moseley H. Operator error is the key factor contributing to medical laser accidents. *Laser Med Sci.* 19:105-111, 2004.
92. Miedziak AI., Gottsch JD., Liff NT. Exposure keratopathy after cosmetic CO2 laser skin resurfacing. *Cornea.* 19:846-848, 2000.
93. Grossman AR., Majidian AM., Grossman PH. Thermal injuries as a result of CO2 laser resurfacing. *Plast Reconstr Surg.* 102:1247-125, 1998.
94. Scott E., Beswick A., Wakefield K. The hazards of diathermy plume. Part 2. Producing quantified data. *Br J Perioper Nurs.* 14:454-456, 2004.
95. Garden JM., O'Banion MK., Bakus AD., Olson C. Viral disease transmitted by laser-generated-plume (aerosol). *Arch Dermatol.* 138:1303-1307, 2002.
96. Zach L., Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 19:515-530, 1965.

Yazışma Adresi:

Dr. Özge USLU AKÇAM
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Beşevler 06500 ANKARA
Tel: 0 312 2122708/21 • Fax: 0 312 2130960
E-posta: dtozgeuslu@gmail.com