

DENTAL LAZER SİSTEMLERİ VE ORTODONTİ ALANINDA KULLANIMLARI

Yrd.Doç.Dr. Serdar ÜŞÜMEZ *
Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ **

ÖZET: Lazerlerin 1964 yılında icat edilmesinden bu yana dişhekimliğindeki kullanımlarıyla ilgili binlerce çalışma yapılmıştır. Bu derlemede lazerlerin kısaca tarihi geçmişi, gelişimi ve özellikle ortodonti alanı olmak üzere dişhekimliğindeki kullanım alanları sunulmaktadır. Yumuşak ve sert doku uygulamaları, dental materyallerle etkileşimleri, çeşitli cerrahi ve periodontal uygulamaları ve ortodontik mine pürüzlendirilmesi, kompozit ışınlanması, seramik braket debonding'i ve artık kompozit temizlenmesi ve teşhis alanındaki kullanımları derleme dahilinde ele alınmaktadır. Derlemenin sonunda literatürde rastlandığı şekliyle dental lazerlerin avantajları ve sınırları sunulmakta ve lazerlerin dişhekimliği alanındaki geleceği konusunda görüşler verilmektedir.

Anahtar sözcükler: lazerler, dişhekimliği, ortodonti

SUMMARY: DENTAL LASERS AND THEIR USE IN ORTHODONTICS Since the invention of lasers in 1964, thousands of studies have been performed regarding their use in dentistry. This article presents a brief historical overview of lasers and their use in the field of dentistry focusing on orthodontics. Soft and hard tissue procedures, effects on dental materials, orthodontic enamel etching, adhesive curing, ceramic bracket debonding, adhesive remnant removal and diagnostic uses of lasers have been summarized. This article concludes with a summary of the limitations and advantages of laser dentistry and a point of view about their future in dentistry.

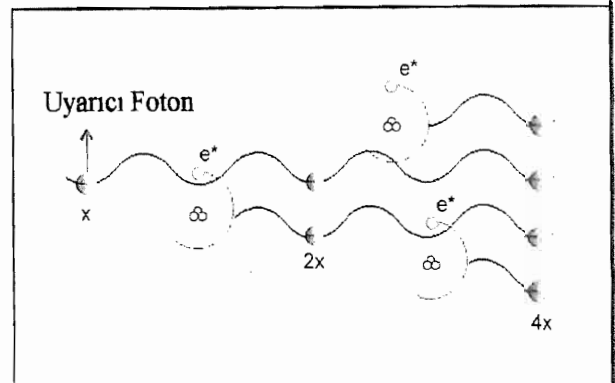
Key words: lasers, dentistry, orthodontics

GİRİŞ

Teknolojik gelişmeler diş hekimliği alanında pek çok yeniliği de beraberinde getirmiştir. Bu gelişmelerden birisi de lazer uygulamalarının diş hekimliğine girmesi olmuştur. Günümüzde diş ve çevre dokularında lazer uygulamaları ümit verici olarak kabul edilmekte ve bu konudaki çalışmalar her geçen gün artmaktadır. 1

Lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), "uyarılmış radyasyon yayılımı yoluyla ışık yükseltilmesi" kelimelerinin baş harfleri alınarak meydana getirilmiş bir kelimedir.² Lazer teknolojisinde, atomların enerji absorbe etmeleri sonucu daha yüksek enerji düzeyine çıkma özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu enerji transferinde oluşan fotonlar, aynı enerji düzeyine ve aynı frekansa ulaşır, aynı yönde hareket ederler. 3 Tüm lazer sistemlerinin ışınlarının ortak özellikleri, dalga boyu fazlarının zaman ve yön açısından aynı olması (koherent), ışınların tek renkli, aynı frekans ve enerjide olması (mono kromatik) ve ışınların birbirlerine paralel (kollimar) olarak yol almalarıdır 1,4.

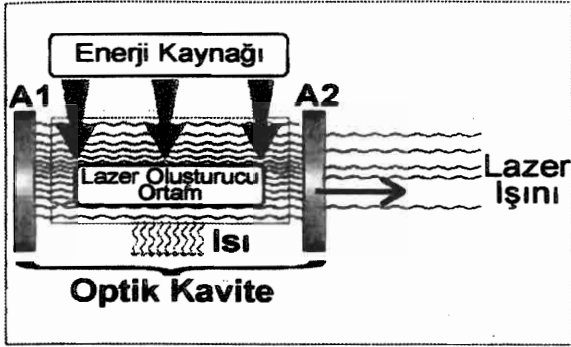
Lazer aktif maddesinin atomları, pompalama sisteminin verdiği enerji ile uyarılır yani elektronları bir üst seviyeye çıkar ve eski enerji seviyelerine dönerken foton yayarlar. (Şekil 1) Bu fotonlar rezonans odasının bir duvarını oluşturan % 100 yansıtıcı aynadan yansyarak, rezonans odasındaki diğer atomları etkilerler ve yeni bir yayma (emisyon) meydana getirirler. Güçlenmiş olan ışın % 90 yansıtıcı aynadan geçerek etki yerine ulaşabilir. (Şekil 2) Burada iki önemli faktör vardır. Birincisi sistemin hangi güçle ve ne kadar bir süreyle pompalandığı, ikincisi ise aktif maddeyi oluşturan atomlar ve bunların güçleridir. Bu faktörler meydana gelen ışınların dalga boylarını ve enerjilerini etkilerler.⁴



Şekil 1: Uyarılmış yayılım ve zincirleme foton reaksiyonu.

* Ortodonti Anabilim Dalı

** Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Selçuk Üniversitesi,
Dişhekimliği Fakültesi, Konya



Şekil 2: Şematik lazer diyagramı. A1 ve A2 optik kaviteyi çevreleyen aynalardır. Lazer oluşturu ortamı elementleri (ör, CO₂, neodimium yada argon iyonları) dışarıdan enerji uygulanarak uyarılırlar. Oluşan lazer ışını optik kaviteyi kısmen geçiren olan A2 aynası aracılığıyla terk eder.

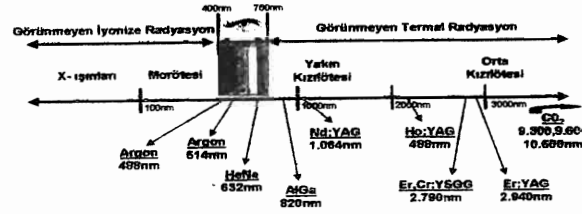
Lazerin hedef dokudaki etkisini etkileyen faktörler ise;

- Lazerin dalga boyu,
- Dokunun absorpsiyon karakteri,
- Kullanılan güç miktarı,
- Işının odaklandığı alandaki keskinliği ve lazer ucunun objeye olan uzaklığıdır 5.

İlk lazer 1960 yılında Maiman tarafından geliştirilmiştir. Maiman'ın geliştirdiği bu lazer "Ruby lazer" olarak adlandırılan 0.694 μm dalga boyuna sahip görünebilir ışın verebilen bir lazer tipidir. Bundan yaklaşık bir yıl sonra Nd:YAG lazerler ortaya çıkmış fakat diş

hekimliğinde lazer uygulamasına yıllarca Ruby lazerlerle devam edilmiştir. Ruby lazerlerin diş yüzeyine uygulanması istenilen sonuçları getirmeyince, araştırmacılar Neodymium lazer konusuna odaklanmışlar ve lazerlerin diş hekimliğindeki bugünkü konumuna gelmesi uzun yıllar sürmüştür 6.

Lazerler aktif madde ve içeriğine göre isimlendirilirler; örneğin CO₂ gaz lazer veya argon -iyon gaz lazer, Nd:YAG katı lazer gibi 1. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan lazer sistemleri ve dalga boyları Tablo 1'de özetlenmiş ve şematik olarak Şekil 3'de gösterilmiştir.



Şekil 3: Elektromanyetik spektrum (EMS) kısa dalga boyulu, yüksek enerjili parçacıklardan (γ-ışınları) uzun dalga boyulu, düşük enerjili parçacıklara kadar dağılım gösterir. Şekilde sık kullanılan lazer tipleri ve EMS'daki yerleri verilmiştir.

Tablo 1: Mine üzerinde kullanılan çeşitli lazer tipleri ve etkileri.

Lazer tipi	Dalga Boyu(nm)	Mine üzerindeki etkisi	Klinik uygulaması
CO ₂ 76	10,600	Yüzeyde pürüzlülük, Kısmen kaynaşmış kristaller, Karbonizasyon ve çatlaklar.	Rezin bağlantısı, Mine pürüzlendirilmesi, Çürük temizlenmesi, Kavite açılması.
CO ₂ 13	9,320	Yüzeyde pürüzlülük, Kısmen kaynaşmış kristaller, Karbonizasyon ve çatlaklar.	Mine pürüzlendirilmesi, Demineralizasyonda azalma, Rezin bağlantısı, Çürük temizlenmesi, Kavite açılması.
Er:YAG 24,25	2,900	Parça parça pürüzlü yüzey, Kavitasyon.	Kavite açılması, Mine pürüzlendirilmesi.
Nd:YAG 20,22,77	1,064	Pürüzlülük, Kısmen kaynaşmış kristaller, Karbonizasyon ve çatlaklar.	Kavite açılması. Mine pürüzlendirilmesi, Çürük temizlenmesi,
Argon 13,57	514	Işının yansımaları nedeniyle yüzeyde çok az etki bırakır.	Sadece rezin polimerizasyonu.
Er,Cr:YSGG 19	2,790	Temiz ve net kavite kenarları, Etkili pürüzlülük, Çatlak oluşumu yok.	Kavite açılması, Mine pürüzlendirilmesi, Rezin bağlantısı.

LAZERLERİN SINIFLANDIRILMASI

Lazerlerin çeşitli sınıflandırmaları vardır:

A- Kaynağındaki aktif maddelerine göre;

- 1) Katı maddeler içeren lazerler
- 2) Gazlar içeren lazerler
- 3) Uyarılmış asal gaz halojenitler içeren lazerler
- 4) Boya tanecikleri içeren lazerler
- 5) Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

B- Lazer ışını hareketlerine göre;

- 1) Devamlı (continuous) ışın verenler
- 2) Nabızsal (pulsed) şekilde ışın verenler
- 3) Dalgalı akım olarak ışın verenler

C- Lazerler dalga boylarına göre;

- 1) Morötesi
- 2) Kızılötesi
- 3) Görünen ışık olarak sınıflandırılabilir 4.

D- Kullanım alanlarına göre ise;

Tip I Lazerler-Argon (rezin polimerizasyonu/diş beyazlaştırılması)

Tip II Lazerler-Argon (rezin polimerizasyonu / beyazlaştırma ve yumuşak doku lazeri)

Tip III Lazerler-Nd: YAG, CO₂, Diode (yumuşak doku lazeri)

Tip IV Lazerler-Er:YAG (sert doku lazeri)

Tip V Lazerler-Er,Cr:YSGG (sert doku/yumuşak doku/diş beyazlaştırma) 7

İyi bir lazer cihazında aranılan özellikler;

- Hafif ve düşük kütleli el aleti,
- Kullanım kolaylığı,
- Kontrollü ve iyi odaklanmış ışın,
- Ağzın her köşesinde rahat çalışılabilme kolaylığı,
- Hastaya temas eden kısımların steril edilebilmesi,
- Sistemin ucuz ve zaman almayacak şekilde uygulanabilmesidir 8

AĞIZ İÇİNDE LAZERLERİN KULLANIMI

Yumuşak dokuda lazer uygulanması

Dişhekimliğinde lazerler hem yumuşak hem de sert dokuda kullanılmaktadır. Yumuşak doku cerrahisinde

insizyon, hemostaz, kanamalı dokunun koagülasyonu, operasyon alanının steriliizasyonu kullanım alanlarıdır. Ayrıca baş ve boyun tümörlerinin çıkarılmasında, insizyonel ve eksizyonel biyopsilerin alınmasında başarı ile uygulanmaktadır.5

Dalga boyu ışınlarının yumuşak dokuda çok iyi şekilde absorbe edilmelerini sağladığından yumuşak dokuda en fazla kullanılan lazer tipi CO₂ lazerdir. Nd:YAG lazer sistemi de günümüzde yumuşak doku uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistem ile mükemmel şekilde koagülasyon sağlanır ve kullanımı kolaydır. Argon ve Ho:YAG lazer sistemleri yumuşak dokuda fazla uygulama alanına sahip değildir. Er:YAG lazer sistemi ise sınırlı koagülasyon sağladığı için yumuşak doku cerrahisinde kullanılmamaktadır.9

Yapılan klinik çalışmalar sonucunda geleneksel yöntemlerle yapılan gingivoplasti işleminden sonra iyileşme dönemi için yaklaşık 4-5 hafta gerekirken, lazer ile yapılan işlem sonrasında 1 hafta gibi bir sürenin tamamen iyileşme için yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Bu durum lazer kullanıldığında daha steril cerrahi alan, daha iyi bir hemostaz ve minimal kanama sağlanmasına bağlıdır.10

Sert dokuda lazer uygulanması

Diş sert dokularına lazer uygulaması 1964'te başlamıştır. Bu amaç için yüksek enerjili Ruby lazerlerin kullanılmasıyla midede ergime ile karakterize krater oluşumu ve rekristalizasyon gözlenmiştir. Sert dokuların lazer ile kesilmesine çalışılmış fakat ortaya çıkan yüksek ısıdan dolayı bir süre lazerlerin sert dokudaki uygulamalarına ara verilmiştir.5

Lazer ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan yüzeydeki hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikro patlamalar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 mikron derinliğinde, asit uygulamasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana gelmektedir. Bu enerji seviyesi temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır.8 Lazer ışınlarının mine yüzeyine uygulanması ile elde edilen pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak denenmiştir.11

Macdonald ve arkadaşları 12 yaptıkları çalışmada, lazer enerjisinin standart asit pürüzlendirmesinden daha pürüzlü bir yüzey sağlayabileceğini açıklamışlardır.

CO₂ lazerin mine üzerindeki etkisini görmeyi amaçlayan çalışmalarda kullanılan dalga boyu ve enerji yoğunluğuna bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün

değiştirdiğini gözlemlenmiştir. Lazer ışınına maruz kalmış mine tabakasında ergime meydana geldiği, ergimiş minede tetrakalsiyum difosfat monoksit oluştuğu ve oluşan bu tabakanın da çözünmeye daha dirençli olan apatit fazı tespit edilmiştir. Bu yapıda, karbonat/fosfat oranı azalmakta, daha stabil, asit karşısında daha az çözünen ve çürüğe daha dirençli mine tabakası oluşmaktadır. 13 Lazer ışınına maruz kalan minenin aside dirençli hale gelmesi pek çok araştırmacı tarafından tartışılmıştır. Araştırmacılar, minenin geçirgenliğinin azaldığını, dolayısı ile asite karşı direncinin arttığını düşünmüşlerdir 14,15 Buna karşın, Borggreven ve arkadaşları 16, CO₂ lazer ile ve Tagomori ve Morika 17, Nd:YAG lazer ile yaptıkları çalışmalarda lazer enerjisine maruz kalan minenin geçirgenliğinin azalmadığını, hatta arttığını iddia etmişlerdir. Tagomori ve lwase 1995'de yaptıkları çalışmada ise, lazere maruz kalan mine yüzeyinde erime ve rekristalizasyon ile birlikte daha büyük kristal yapının oluştuğunu ve muhtemelen aside karşı dayanıklılıktan da bu iri partiküllerin sorumlu olduğunu belirtmişlerdir. 18

Mine yüzeyinde pürüzlendirme amacı ile en fazla kullanılan lazer sistemleri CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er:Cr:YSGG lazer sistemleridir 6. Bu lazer sistemlerinden CO₂ lazer, Nd:YAG lazer sistemleri ve uygulamaları hakkında çok fazla yapılmış çalışma ve yayınlanmış pek çok derleme bulunmaktadır. CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin doku üzerindeki etkilerini inceleyen araştırmacılar, mine dokusunda erime ve çatlak oluşumuna neden olduklarını ve pulpada olumsuz termal değişiklikler meydana getirdiklerini göstermişlerdir 19.

Corpas-Pastor ve arkadaşları 20, Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit ile pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarında bağlantının lazer uygulanan grupta asitle pürüzlendirmeye göre daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Bunun sebebinin, asit ile pürüzlendirmede hidroksiapatitte çözünme meydana gelirken, Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmede mine de çatlak, krater ve yarıkların oluşumu olabileceğini savunmuşlardır. Nd:YAG lazerler klinik uygulamaları bakımından pek pratik değildirler. Yüzeydeki etkilerini arttırmak amacı ile yüzeye 'siyah mürekkep uygulanmaktadır. Hem bu şekilde uygulanmaları, hem de yüzeyde oluşturdukları olumsuz etkilerden dolayı Nd:YAG lazerlerin klinikte uygulanmaları günümüzde tavsiye edilmemektedir 21.

Arityaratnam ve arkadaşları 22 tarafından yapılmış bir diğer çalışmada mine pürüzlülüğü açısından asit ve lazer yöntemleri arasında fark bulunmazken, ortalama bağlantı direnci Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen grupta daha düşük bulunmuştur.

Von Fraunhofer ve arkadaşları 8, CO₂ lazer ve % 37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine

ortodontik braketlerin yapışma dayanıklılığını incelemişler ve lazer uygulamasının, asit uygulamasından daha düşük bağlantıya sebep olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Yine Roberts-Harry 21, Corpas-Pastor ve ark 20 ve Martinez-Insua ve ark 23 lazer pürüzlendirilmesi ile ortodontik braket bağlantısının azaldığını rapor etmektedirler.

Buna karşın, Walsh ve arkadaşları 15, CO₂ lazer ile yaptıkları çalışmada, farklı enerji seviyesine sahip lazer ışınlarını mine yüzeyine uygulamışlar ve farklı enerji yoğunluğuna sahip ışınların yüzeydeki etkilerinin farklı olduğu sonucuna varmışlardır. Visuri'nin sonuçları da 11 aynı yöndedir. Düşük enerji yoğunluğuna sahip lazer ışınları yüzeyde istenilen etkiyi oluşturmamakta, yüksek enerji yoğunluğuna sahip ışınlar ise mine yüzeyinde camsı, zayıf bir tabaka oluşturmakta ve dolayısı ile yapılan bağlantı çalışmalarında istenilen sonuçlar alınamamaktadır.

Er:YAG lazer sistemi daha önce bahsedilen CO₂ ve Nd:YAG sistemlerine göre mine üzerinde daha etkili ve daha az zararlıdır. Diğer iki lazer sisteminin mine yüzeyinde oluşturdukları çatlak ve rekristalizasyon, bu lazer sistemine maruz bırakılmış mine yüzeyinde görülmemektedir. 24 Yapılan mikroskopik çalışmalarda, Er:YAG lazer ile oluşturulan pürüzlendirmede ortaya çıkan pürüzlü yapının çok düzgün olmadığı ortaya çıkarılmıştır. Bunun sebebi ise Er:YAG lazerin mine yüzeyine uygulandığında hidroksi apatit matris içindeki suda ani bir kaynama meydana gelmesi ve mikro patlamalar oluşmasıdır. Er:YAG lazer, partikülleri mikro patlamalar ile kaldırmakta ve buharlaştırmakta, böylece pürüzlendirme işlemi sağlamaktadır. 25

CO₂ ve Er:YAG lazerin mine üzerindeki etkisini karşılaştırılmış, Er:YAG lazerin CO₂ lazere oranla mine yüzeyinde daha az hasar meydana getirdiği, çatlak oluşturmadığı ve pulpa dokusuna daha az hasar verdiği ortaya çıkarılmıştır 24,26

Nispeten daha yeni bir sistem olan Er:Cr:YSGG lazer sistemi, su taneciklerini atomize hale getirerek, doku yüzeyinde enerjize olmuş, atomize su zerrecikleri oluşturmakta ve bu zerrecikler mine, dentin yada çürük yüzeyinde kesici partikül görevi yapmaktadır. Bu nedenle sisteme hidrokinetik sistem adı da verilmektedir 19,27. Er:Cr:YSGG lazer sistemi 1995'de, ilk kez uygulanmaya başlanmış ve daha sonra yapılan çalışmalar bu lazer sisteminin sert doku yüzeyinde çatlak oluşturmadan ve mine yüzeyinin yapısına zarar vermeden pürüzlendirme sağladığını göstermiştir. 27

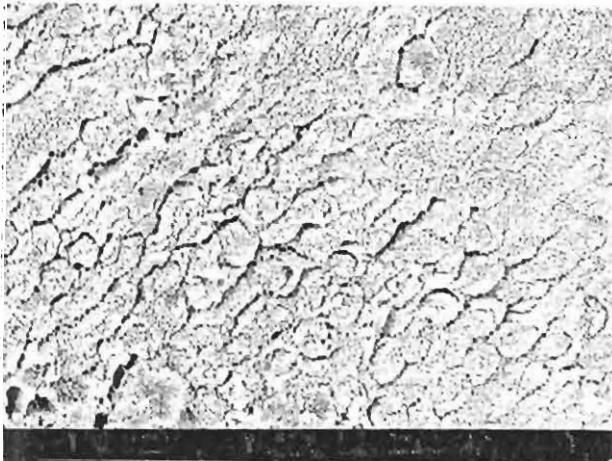
Lin ve arkadaşları 28, hidrokinetik lazer sisteminin sert doku üzerindeki etkilerini incelenmiş ve bu sistemin sert doku yüzeylerinde etkili olduğunu, yüzeyde herhangi bir artık tabaka veya smear tabakası bırakmadığını

görmüşlerdir. Ayrıca yaptıkları bu çalışmada lazer ile kesilmiş ve asit ile pürüzlendirilmiş grup ile frez ile kesilmiş ve asit ile pürüzlendirilmiş grupları karşılaştırmışlar ve gruplar arasında kompozitin yüzeye bağlantısında fark bulamamışlardır.

Üşümez ve arkadaşları 29 Er,Cr:YSGG lazer sistemini kullanarak yaptıkları çalışmada farklı yoğunluktaki lazer ışınları ile elde edilen mine pürüzlendirilmesinin ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Kontrol grubunda etching ajanı olarak %37'lik ortofosforik asidin kullanıldığı bu çalışmada, lazer ve fosforik asit grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte lazer grubunun yüksek standart sapmaya sahip olması, bu sistemle elde edilecek pürüzlendirmenin güvenilirliğini tehlikeye atmış ve çeşitli avantajlarına rağmen klinik kullanımı şimdilik tavsiye edilmemiştir. Aynı çalışmada iki farklı sistemle muamele edilen mine yüzeyleri, pürüzlendirme sonrası ve debonding takiben SEM'de incelenmiştir. SEM görüntüleri pürüzlendirme aşamasında farklı etching modelleri oluştuğunu ve debonding sonrasında lazer ile pürüzlendirilen yüzeyin daha pürüzlü kaldığını göstermiştir (Şekil 4-7).

Üşümez ve Aykent 30 yine aynı lazer sistemi ve fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta iki sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ve klinik kullanımı tavsiye edilmiştir.

Görüldüğü gibi lazerlerle mine pürüzlendirilmesi konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Literatürde birbirinden farklı sonuçlara rastlanmaktadır. Bunun sebebi kullanılan lazer cihazının tipi ve uygulanan enerjinin farklı olması ve/veya istatistiki sonuçların farklı yorumlanması olabilir.



Şekil 4: %37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyi (SEM büyütme x1890).

Zakariasen ve arkadaşları 31 lazer ile pürüzlendirme yapmanın avantajlarını şu şekilde özetlemişlerdir:

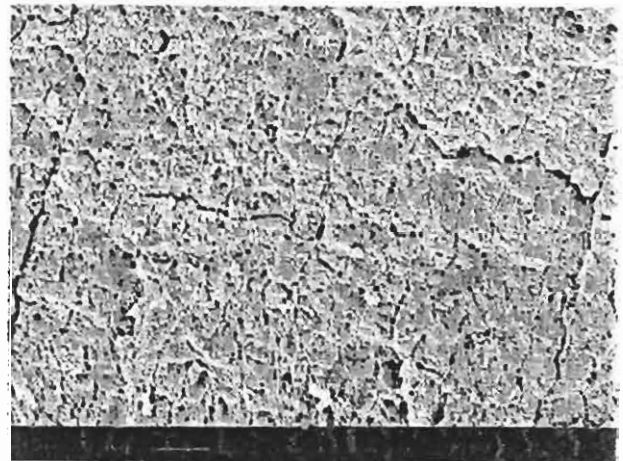
- Asit jel ile elde edilen geniş alan pürüzlülüğü önlenir.
- Eğer mine ile sınırlı kalınmak isteniyorsa bu kolaydır.
- Nispeten daha hızlı bonding sağlanır.

Lazer ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, asit ile pürüzlendirme için gereken süreden daha kısadır. Asit ile pürüzlendirme yapılırken, optimum asit ile pürüzlendirme için gereken 15 sn'lik süreyi, 15-30 sn yıkama ve pürüzlendirilen yüzeyin 5-10 sn kurutulması izler. Yani toplam harcanan süre 30-45 sn'dir. Eğer lazer ile pürüzlendirme ve kurutma yapılıyorsa toplam süre ancak 20-25 sn olacaktır. Kazanılan bu süre şayet kompozitin polimerizasyonu için de lazer ünitesi kullanılırsa daha da artacaktır. Dahası, su soğutma sistemine sahip lazer sistemleri ile pürüzlendirme işlemi pulpa üzerinde herhangi istenmeyen etki oluşmamaktadır 10,15,32

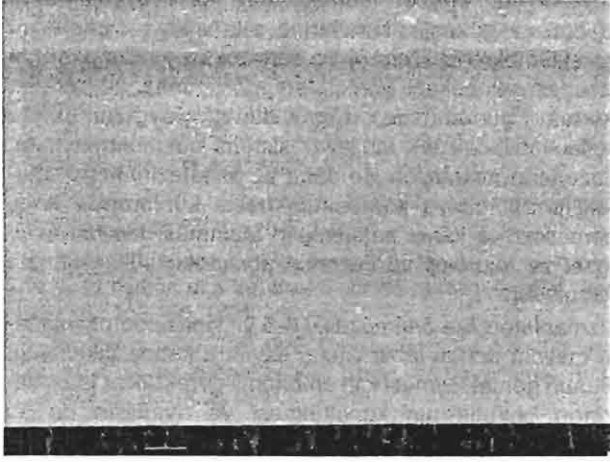
Lazerlerin debondingde kullanılması

Ortodontide braket sökülmesi genellikle mekanik yöntemlerle yapılır. Bununla birlikte, metal braketlerin sökülmesinde kullanılan geleneksel yöntemler iki materyal arasındaki kırılma dayanıklılığı farkından dolayı seramik braketler için çok uygun değildir. 32,33 Sonuçta seramik braketler debonding esnasında kolayca kırılabilirler. Bu oran çeşitli araştırmalarda %10 ile %35 arasında ifade edilmektedir. 34-38. Literatürde debonding için çeşitli pensler, el aletleri ve ultrasonik yada döner aletler tavsiye edilmektedir. 39-45

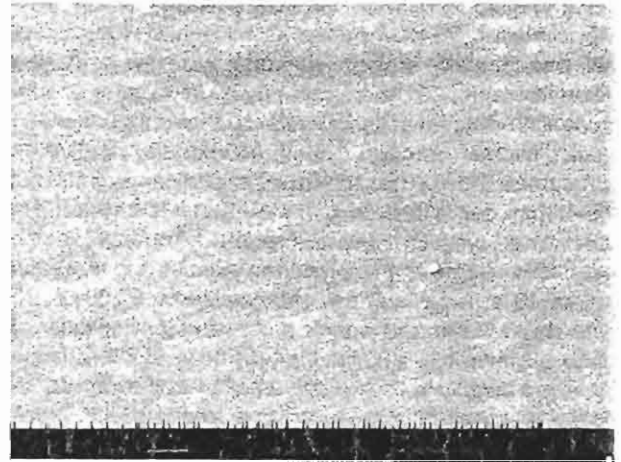
Yayınlarında braket kırılması ve mine yüzeyine hasar riskini en aza indiren alternatif debonding teknikleri bildirilmiştir. Bunlardan bir tanesi, braketin sökülmesini kolay-



Şekil 5: 2W gücünde lazer ışını ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyi (SEM büyütme x1760).



Şekil 6: Asitle pürüzlendirildikten sonra restore edilmiş mine yüzeyi (SEM büyütme x1290).



Şekil 7: Lazerle pürüzlendirildikten sonra restore edilmiş mine yüzeyi (SEM büyütme x1290).

laştırmak için braket/rezin arayüzündeki adezivin yumuşatılmasında ısı enerjisinin kullanılmasıdır. Bu bölgeye kontrollü ısı uygulanmasının bir yöntemi de lazer kullanılmasıdır. Lazer debondingdeki prensip elektrotermal debondingdekiyle aynıdır. Bununla birlikte, monokristalin (monocrystalline) ve polikristalin (polycrystalline) seramik braketler farklı optik özelliklerinden dolayı farklı dalga boylarındaki lazer ışığına farklı tepkiler vermektedirler. 46 10600 nm'lik CO₂ lazer dalga boyunda her iki braket tipi yüksek optik rezorbsiyon etkisine sahiptir. Brakete lazer ışını uygulandığında, enerji emilir ve braket yüzeyindeki ince bir tabakada ısıya çevrilir. Bu amaçla kullanılan CO₂, Nd:YAG (1060 nm), KrF (248 nm), XeCl (308 nm) lazerlerin hepsiyle başarılı sonuçlar elde edilmiş ve debonding kuvveti ve mine hasarı riski önemli ölçüde azaltılmıştır.^{37,47-49} Lazerlerle safir braketlerin sökülmesi 1 sn'den az sürerken, aynı süre polikristalin braketlerde 3 ile 24 saniye arasında değişmektedir. ⁴⁷

Lazer yardımıyla braket sökülmesi esnasında meydana gelen pulpal ısı değişiklikleri incelendiğinde farklı enerji seviyelerinde intrapulpal ısının 5.5° C ile 28.7° C arasında yükseldiği bulunmuştur. ⁴⁸⁻⁵⁰

Lazerlerin debonding sonrası kompozit temizlenmesinde kullanılması

Sabit apareylerin sökülmesinden sonra mine yüzeyinden rezin kalıntılarını temizlemek için döner el aletleri, debonding pensleri ve ultrasonik scalerlar kullanılmaktadır. Fakat bu teknikler zaman alıcıdır ve mine yüzeyinde çizikler, kırılmalar ve mine kaybı oluşturabilmektedir. Bu olumsuz etkilerin ortadan kaldırılması için rezin artıklarının mine yüzeyinden uzaklaştırılmasında lazer enerjisinin kullanılması da araştırılmıştır ⁵¹⁻⁵⁴

Yapılan bu çalışmalar lazerlerin, mine yüzeyindeki rezidual dental kompozitleri selektif olarak aşındırma ve mine hasarını en aza indirme potansiyeli olduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte bu çalışmalarda pulpa üzerindeki etkilerin ele alınmadığı ve hala araştırılmaya ihtiyaç bulunan bir konu olduğu akılda tutulmalıdır.

Lazerler ile kompozit dışında siman ve cam iyonomer artıkları da mine ve dentine benzer şekilde uzaklaştırılabilmektedir. ⁵⁴ Ancak amalgam, altın ve porselen lazerler ile uzaklaştırılamamaktadır. Potansiyel civa buharı salınımı tehlikesi dolayısıyla özellikle amalgam restorasyonların lazerlerle muamele edilmesinden kaçınılmalıdır. ⁵⁵

Lazerlerin kompozit sertleştirilmesinde kullanılması

Kullanım kolaylığı ve braket yerleştirilmesinde sağladığı süre serbestliği sayesinde ışıkla sertleşen yapıştırıcılar ortodonti uygulamalarında oldukça popüler olmuştur. Bu materyallerin olumsuz tarafı ise kullanılan adezivlerin ışınlanması için gereken uzun süredir. Braket başına konvansiyonel tungsten-kuvars halojen ışık kaynağıyla 40 sn ışınlama yapılan bir alt-üst full bondingde toplam süre 15 dakikayı bulmaktadır. ⁵⁶⁻⁵⁸ Işıklama için gerekli sürenin kısaltılması hem ortodontist hem de hasta için büyük bir avantajdır. 1980'lerin sonu ve 90'ların başlarında kullanıma sunulan argon lazerler dental kompozit rezinlerin ışınlama sürelerinin çok büyük ölçüde azaltılmasını vaat etmektedir. Argon lazerler 480 nm dalgaboyu civarında son derece yoğun, koherent ışık demeti oluşturmaktadır. Bu dalga boyu piyasadaki pek çok dental rezinin fotoaktivasyonu için optimaldir. Ayrıca argon lazerin ışık ışınları birbirlerine paralel uzanırlar ve dolayısıyla ışık yoğunluğu uzaklıktan çok fazla etkilenmez. ⁵⁹ Braket altındaki rezinin sertleştirilmesi için 3 sn'

lik laser uygulaması gibi çok kısa sürelerin tavsiye edildiği olmuştur. 60 Böylesine kısa bir ışınlama süresi bir full bondingdeki toplam ışınlama süresini 1 dakika civarına indirirdi ki bu da çok büyük bir avantaj olurdu. Bununla birlikte bu çalışmalardan bazılarının gereğinden fazla iyimser olduğu düşünülmektedir. Bağımsız araştırmalar, argon lazerlerin rezin sertleşme sürelerini kısalttığını doğrulamaktadır. 61-64 Bununla birlikte, konvansiyonel tungsten-kuars halojen ampulu 40 sn'de elde edilen bağlanma kuvvetlerine erişmek için lazerlerin en az 10 sn uygulanması gerekmektedir. 57,59,65 Bu yine de tüm ağız için bonding süresini 15 dakikadan 4 dakikaya indiren çok büyük bir gelişmedir. Bununla birlikte argon lazerlerin bazı dezavantajları da vardır. Bu cihazlar nispeten büyük kütlelidir ve fiyatları 6000 Dolar, yedek ampulleri ise 2000 Dolar civarındadır. Bazı ülkelerde de kullanımı lisanslı dişhekimleri ile sınırlandırılmıştır. Ayrıca kliniğimizde uygulanan bazı pilot çalışmaların sonuçlarına göre, yüksek yoğunluktaki curing ışıkları her adezivle uyum göstermemektedir ve gerçekleşen minimum ışınlama süreleri beklenenin çok üzerine çıkabilmektedir.

Lazerlerin ortodonti alanındaki diğer uygulamaları

Lazerlerin ortodonti alanında kullanım olanağı bulunduğu diğer uygulamalar;

- a) lazer radyasyonu ile kemik rejenerasyonunun hızlandırılması 66,
- b) ortodontik ataçmanların numaralandırılması ve retatif yüzeylerinin işlenmesi, lazer bazlı holografik görüntüleme teknikleriyle ortodontik modellerin yada hastaların görüntülerinin elde edilmesi 67-70,
- c) lazer doppler flowmetry yoluyla çeşitli ortodontik uygulamalarda kan akımının değerlendirilmesidir 71,72
- d) düşük dozlu lazer terapisiyle ortodontik aktivasyon sonrası ağrının azaltılması 73
- e) kantitatif lazer (quantitative lazer) ışınması yoluyla sabit ortodontik tedaviye bağlı, başlangıç aşamasındaki mine lezyonlarının teşhis edilmesidir 74

LAZERLERİN DİŞHEKİMLİĞİ ALANINDAKİ GELECEĞİ VE SONUÇ

İçinde bulunduğumuz yıl itibarıyla Maiman'ın uyarılmış radyasyon yoluyla ışığı başarıyla güçlendirmesinin üzerinden 40 yıldan fazla bir süre geçmiş olacaktır. Dental lazerlerin dişhekimliği piyasasına sunulduğu özellikle son 10-12 yılda bu cihazların en çok satıldığı ülkeler Almanya (%20-25), Japonya (%30-35) ve A.B.D.(%40-50) olmuştur. Bu dönem içerisinde yaklaşık 4000 lazer ünitesi satılmıştır. Dişhekimliğinin bu teknoloji için çok önemli bir büyüme potansiyeline sahip olduğu açıktır.

Uzun yıllar süren bilimsel araştırmalar lazer dişhekimliğinin bazı avantaj ve dezavantajlara sahip olduğunu

göstermiştir. Hemen hemen tüm lazer uygulamaları eğitim ve güvenlik kurallarına sıkı sıkıya uyulmasını gerektirmektedir. Cerrahi ve sert doku uygulamalarında lazerler geleneksel yöntemlere göre daha yavaşlardır. Ayrıca günümüzde tüm dental uygulamalarda kullanılacak tek bir lazer sistemi bulunmamaktadır. Lazerlerin avantajları ise daha az anestezi ihtiyacı, cerrahi sırasında ve sonrasında hasta konforunda artış, hemostaz ve kanla patojenlerin taşınması riskinin azalması ve teknoloji ve kullanım açısından yüksek hasta kabulüdür.

Uzmanlara göre önümüzdeki 4-5 yıl içerisinde piyasadaki mevcut dental lazer cihazı sayısı 2 katına çıkacaktır. Bunun gerçekleşmesi için en önemli gereklilikler ise cihazların boyutlarının küçültülmesi ve fiyatların da şu andakinin en az yarısı civarına çekilmesidir. Bunlar sağlandığı takdirde sağlanacak yeterli satışlarla araştırmalar hızlanabilecek, yeni ışın iletim sistemleri ve havalı türbinlerin yerini alabilecek, sert doku lazerleri daha da geliştirilebilecek ve farklı dalga boylarının aynı cihazla elde edilmesi mümkün olabilecektir. Eğer bu bahsedilen gelişmeler 10-15 sene içerisinde gerçekleşirse dental lazer piyasasının gelişimi sınırsız olacaktır. 75 Ortodonti açısından bakıldığında özellikle farklı dalga boylarının tek bir cihazda toplanabilmesi çok büyük bir avantaj olarak gözükmektedir. Bu sayede aynı cihazla hem mine pürüzlendirilmesi, hem kompozit sertleştirilmesi hem de artık kompozitlerin temizlenmesi çok kısa bir süre içerisinde yapılabilecektir. Tüm bunları yaparken minenin de muhtemelen demineralizasyona dirençli hale gelmesi ortodontistlerin yüzünü güldürecektir.

KAYNAKLAR

1. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? Int Dent J 40: 323-32, 1990.
2. Türkmen C, Başaran B. Diş hastalıkları ve tedavisinde lazer kullanımı. Dişhek K Derg 3: 85-87, 1993.
3. Prause M. Diş hekimliği ve lazer sistemleri. Dişhek K Derg 13(2): 44-47, 2000.
4. Önal B. Diş sert dokularında lazer kullanımı. Dişhek K Derg 2: 61-64, 1993.
5. Myers ML. The effect of laser irradiation on oral tissues. J Prosthet Dent 66: 395-7, 1991.
6. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois, 1995.
7. Pope BM. How to profit from dental lasers? Reprinted from July 1999 Dent Econ, 1999.
8. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod 1: 73-76, 1993.
9. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Amer 44(4): 717-752, 2000.
10. Passes H. Lasers and laminates. Dent Econ 85(12): 84-5, 1995.
11. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. J Dent Res 75(1): 599-605, 1996.

12. Macdonald RM, Zakariasen KL, Peters JFM, Best S. Comparison of lased and acid etched enamel using scanning electron microscopy. *J Dent Res* 69: Abs 526, 174, 1990.
13. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low energy infrared laser radiation. *Caries Res* 21: 411-426, 1987.
14. Zakariasen KL, Dederich DN. Dental lasers and science. *J Can Dent Assoc* 57(7): 570-573, 1991.
15. Walsh LJ, Aboud D, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater* 10: 162-166, 1994.
16. Borggreven JMP, Dijk JWE, Dreissens FCM. Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Archs Oral Biol* 25: 831-832, 1980.
17. Tagomori S, Morioka T. Combined Effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res* 23: 225-231, 1989.
18. Tagomori S, Iwase T. Ultra-structural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd: YAG laser. *Caries Res* 29: 513-520, 1995.
19. Eversole LR, Rizoïu I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an Erbium, Chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc* 128: 1099-1105, 1997.
20. Corpas-Pastor L, Moreno JV, Lopez JD, Gonzalez G, Mureil VP, Moore K. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc* 128: 732-736, 1997.
21. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers Surg and Med* 12: 467-470, 1992.
22. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/ enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd: YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater* 13: 51-55, 1997.
23. Martinez-Insua A, Dominguez LS, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 84: 280-8, 2000.
24. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 9: 345-351, 1989.
25. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Laser Surg Med* 9: 338-344, 1989.
26. Schmidt DA. The Millennium has arrived. *Dent Today* 18(9):10-11, 1999.
27. Eversole LR, Rizoïu IM. Preliminary investigations on the utility of an Erbium, Chromium YSGG Laser. *CDA Journal* 23: 12,41-47, 1995.
28. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoïu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser- powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 82: 451-5, 1999.
29. Üşümez S, Orhan M, Malkoç S. Er, Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetlerine etkisi. *C Ü Diş Hek Fak De:rg* 3(1): 6-9, 2000.
30. Üşümez A, Aykent F. Farklı asitler ve Er, Cr:YSGG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlanmalarının karşılaştırılması. *Doktora Tezi*, S. Ü. Sağ Bil Enst, 2001.
31. Zakariasen KL, Macdonald R, Boran T. Spotlight on lasers, a look at potential benefits. *J Am Dent Assoc* 122: 58-62, 1991.
32. Scott GE. Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 1: 3-8, 1988.
33. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 58: 197-203, 1990.
34. Bishara SE, Trulove TS. Comparison of different debonding techniques of ceramic brackets: an in vitro study, part I- background and methods. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98: 145-53, 1990.
35. Jerioudi MJ. Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99: 97-9, 1991.
36. Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod* 13: 293-305, 1991.
37. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101: 152-8, 1992.
38. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104: 170-9, 1993.
39. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrochemical debracketing: part I, an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 89: 21-7, 1986.
40. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrochemical debracketing: part II, an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 89: 141-5, 1986.
41. Bishara SE, Trulove TS. Comparison of different debonding techniques of ceramic brackets: an in vitro study, part II-findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98: 263-73, 1990.
42. Gorback NR. Heat removal of ceramic brackets. *J Clin Orthod* 125: 4: 247, 1991.
43. Vukovich ME, Wood DP, Daley TD. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99: 505-12, 1991.
44. Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103: 258-66, 1993.
45. Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103: 253-7, 1993.
46. Eliades T, Johnston WM, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107: 11-9, 1995.
47. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103: 155-62, 1993.

48. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110: 388-93, 1996.
49. Tsun Ma, DMD, MS, MDS, Roy D. Marangoni, PhD, Willard Flint, DDS, MSD In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111, 1997.
50. McCaffrey KK. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets: a theoretical approach. (Master thesis.) Pittsburgh (PA): University of Pittsburgh, 1992. İçinde: Tsun Ma, DMD, MS, MDS, Roy D. Marangoni, PhD, Willard Flint, DDS, MSD In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111, 1997.
51. Dumore T, Fried D. Selective ablation of orthodontic composite by using sub-microsecond IR laser pulses with optical feedback. *Lasers Surg Med* 27(2): 103-10, 2000.
52. Smith SC, Walsh LJ, Taverne AA. Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. *J Clin Laser Med Surg* 17(1): 13-8, 1999.
53. Thomas BW, Hook CR, Draughn RA. Laser-aided degradation of composite resin. *Angle Orthod* 66(4): 281-6, 1996.
54. Hibst R, Keller U. Removal of dental materials by Er:YAG laser radiation. *Lasers Orthop Dent Vet Med* 1424: 120-126, 1991.
55. Wigdor H, Visuri S, Walsh Jr J. Ablation by-products of dental materials from the Er:YAG laser and the dental handpiece. *Lasers in Dentistry* 2394: 230-235, 1995.
56. Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF. Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod* 29: 31-6, 1995.
57. Weinberger SJ, McConnell RJ, Wright GZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resin systems. *Angle Orthod* 67: 173-8, 1997.
58. Kurchak M, Desantos B, Powers J, Turner D. Argon laser for light-cured adhesives. *J Clin Orthod* 31: 371-4, 1997.
59. 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* 4:40-2, 1991.
60. Mayes JH. Curing lights: an overview. *Clinical Impressions* 9: 15-7, 2000.
61. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118: 274-9, 2000.
62. Powell GL, Kelsey WP, Blankenau RJ, Barkmeier WW. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *J Esthet Dent* 1: 34-7, 1989.
63. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Las Surg Med* 9: 623-7, 1989.
64. Cobb DS, Vargas MA, Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent* 9: 198-202, 1996.
65. Blankenau RJ, Powell GL, Kelsey WP, Barkmeier WW. Post polymerization strength values of an argon laser cured resin. *Las Surg Med* 11: 471-4, 1991.
66. Saito S, Shimizu N. Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111: 525-32, 1997.
67. Okumura H, Chen LH, Tsutsumi S, Oka M. Three-dimensional virtual imaging of facial skeleton and dental morphologic condition for treatment planning in orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 116: 126-31, 1999.
68. Keating PJ, Parker RA, Keane D. The holographic storage of study models. *Br J Orthod* 11: 119-125, 1984.
69. Romeo A. Holograms in orthodontics: a universal system for the production, development, and illumination of holograms for the storage and analysis of dental casts. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 108: 443-447, 1995.
70. Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110: 365-9, 1996.
71. Barwick PJ, Ramsay DS. Effect of brief intrusive force on human pulpal blood flow. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110: 273-79, 1996.
72. Ramsay DS, Artun J, Bloomquist D. Orthognathic surgery and bloodflow; a pilot study using laser doppler flowmetry. *J Oral Maxillofac Surg* 49: 564-570, 1991.
73. Lim H-M, Lew KKK, Tay DKL. Efficacy of low level laser therapy in pain reduction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 108: 614-22, 1995.
74. Al-Khateeb S, Forsberg C-M, Josselin de Jong E, Angmar-Månsson B. A longitudinal laser fluorescence study of white spot lesions in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113: 595-602, 1998.
75. Myers TD: The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Amer* 44(4): 971-980, 2000.
76. Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural and phase changes in invitro laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tissue Int* 36: 361-369, 1984.
77. Powell GL. Lasers in the limelight: what will the future bring? *J Am Dent Assoc* 123: 71-74, 1992.

YAZIŞMA ADRESİ:

Dr. Serdar ÜŞÜMEZ
Selçuk Üniversitesi, Dişhek. Fak.
Ortodonti A.D.
Kampüs 42079
Konya
Tel: 0-532-584 33 69
Fax: 0-332-241 00 62