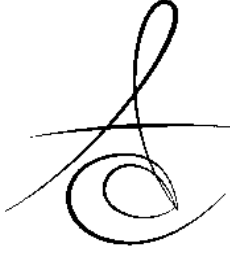


GÜNCEL LEHİMLEME TEKNİĞİ: LAZER LEHİMLEME A RECENT WELDING TECHNIQUE: LASER WELDING

Dr. Ezgi ATİK*

Prof. Dr. Semra CİĞER*



Makale Kodu/Article code: 823

Makale Gönderilme tarihi: 30.03.2012

Kabul Tarihi: 12.09.2012

ÖZET

Lehimleme; iki komşu metal yüzeyin ara doldurucu materyal kullanılarak veya kullanılmadan birleştirilme işlemidir. En güncel teknik olan lazer ile lehimleme kızıl ötesi ışık spektrumunun kullanımına dayalı bir teknolojidir. Lazer lehimleme, diş hekimliğinde kullanılan diğer geleneksel lehimleme seçeneklerine göre çok sayıda avantaja sahiptir ve bu nedenlerden ötürü yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Lazer lehimleme ile ilgili olarak literatür taraması yapıldığında bu tekniğin temel olarak mekanik dayanıklılık ve sitotoksosite açısından diğer konvansiyonel lehimleme metodlarıyla karşılaştırıldığı görülmektedir. Bu derlemenin amacı; güncel bir teknik olan lazer lehimlemenin sırasıyla tarihçesi, tanımı, avantajları, kullanım şekli ve ortodontide kullanım alanıyla ilgili literatür çalışmalarına değinmektir.

Anahtar Kelimeler: Lazer lehim, gümüş lehim, mekanik dayanıklılık, sitotoksosite

ABSTRACT

Welding is a process that joins two adjacent metal surfaces with or without using filling material. The latest laser welding technique is a technology based on using infrared light spectrum. Laser welding has numerous advantages considering other conventional welding options used in dentistry and because of these reasons laser welding is used widely. When searching the literature in concern with laser welding, it is observed that this technique is compared with other conventional welding methods basically about mechanical strength and cytotoxicity. The aim of the present review is respectively to mention history, description, advantages, usage and literature studies regarding orthodontics of the laser welding which is a recent technique.

Keywords: Laser welding, silver soldering, mechanical strength, cytotoxicity

GİRİŞ

Lehimleme; iki komşu metal yüzeyin ara doldurucu materyal kullanılarak veya kullanılmadan birleştirilme işlemidir. Bu işlemde doldurucu metal birleştirilecek yüzeylerden daha düşük erime noktasına sahip olmalıdır. Lehimleme işleminde ara materyal olarak kullanılan metal elementleri, hem birleştirilen komşu yüzeylerden doldurucu metale doğru hem de tam tersi olacak şekilde akarlar ve bu şekilde iki komşu materyal lehimlenmiş olur.¹ Ortodontide 3 temel lehimleme metodu bulunmaktadır. Bunlar;

1- Konvansiyonel gümüş lehimleme:

Konvansiyonel ortodontik lehimleme; komşu metallerin farklı tipte metaller kullanılarak 450°C'nin üzerinde birleştirme işlemidir.^{2,3} Lehimleme işlemi için, 660°C'lik erime noktasına sahip %5 gümüş (Ag), %16 bakır (Cu) ve %24 çinko (Zn) içeren küçük barlar ara materyal olarak kullanılmaktadır. "Torç" aletinin kullanımıyla, komşu metallerin lehimlenmesi için gerekli olan hidrojen-oksijen gazı elektrokimyasal olarak elde edilmektedir.⁴ Konvansiyonel gümüş lehimlemenin temel problemleri; galvanik korozyon, düşük biyouyumluluk ve lehim

**Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, ANKARA



boşluklarından oluşabilecek düşük mekanik dayanıklılıktır. Lehim aralığında oluşan boşluklar ve düşük korozyon direnci özelliklerinden ötürü yeni alternatif tekniklere ihtiyaç duyulmuştur. Ancak maliyetinin uygun olması ve ayrı bir cihaz gerektirmemesinden ötürü ortodonti alanında halen en sık uygulanan lehimleme metodudur.

- 2- **Elektrik ile lehimleme:** Bu teknikte "noktasal eritme ünitesi" (Master 2002; Dentaurum, Pforzheim, Germany) kullanılmaktadır. Lehimlenecek materyaller karbon ile bakır elektrodlar arasında tutulur. Bu elektrodlar arasından geçen elektrik akımı, lehimlenecek materyallerin direkt olarak ısınmasına ve doldurucu lehim ara materyalinin eriyip akmasına neden olur. Bu teknik ortodontide lehimleme amaçlı çok fazla tercih edilmemektedir.²
- 3- **Lazer ile lehimleme:** En güncel lehimleme tekniğidir. Sırasıyla tarihçesi, tanımı, avantajları, kullanım şekli ve ortodontide kullanım alanıyla ilgili literatür çalışmalarına değinilecektir.

LAZER LEHİMLEMENİN TARİHÇESİ

Maiman tarafından 1960 yılında ilk lazer aygıtının tanıtımından sonra bu teknoloji farklı dalga boylarının kullanımıyla, sürekli değişen teknik ve uygulamalarla, endüstriyel, askeriye, iletişim ve medikal alanlarda farklı uygulama alanları bulmuştur.^{5,6}

Lehimleme amaçlı kullanılan lazer 1970'li yıllarda mücevherat faaliyetlerinde tanıtılmıştır ve kısa bir süre sonra lazer ile lehimleme, dental teknisyenler tarafından başarılı bir şekilde test edilmiştir.⁷ Aslında Goldmann, 1964 yılında diş hekimliğinde ilk olarak lazer teknolojisinin kullanımını gündeme getirmiştir fakat pratik olarak ilk uygulayan kişi 1967 yılında Gordon olmuştur. Yıllar içinde, klinik uygulamalarda çok geniş bir alanda kullanılır hale gelmiştir.⁸ Günümüzde lazer enerjisi; konservatif diş tedavisi, endodonti, ortodonti, pedodonti, dental cerrahi, periodontoloji, protez fabrikasyonu ve oral patoloji tedavisini içerecek şekilde modern diş hekimliğinde çok geniş diagnostik ve teröpatik uygulamalara sahiptir.^{9,10,11} Lehimlemede kullanılan ilk dalgaboyları CO2 ve ND:YAG lazerlerdir, ancak ekonomik nedenlerden ve lazer cihazlarının boyutlarından ötürü, ND:YAG lazer en çok kullanılan lazer tipi olmuştur.^{12,13}

LAZER LEHİMLEMENİN TANIMI VE AVANTAJLARI

Lazer ile lehimleme kızıl ötesi ışık spektrumunun kullanımına dayalı bir teknolojidir. Lehim bölgesinde ısı konsantrasyonu oluşturarak metalin lokal olarak erimesine olanak sağlamaktadır. Dental alaşımların lehimlenmesinde lazer ışınlarının salınması için neodmiyum (Nd) ile güçlendirilmiş yttriyum alüminyum garnet kristalleri (YAG) kullanılmaktadır.^{14,15,16,17} Burdaki radyasyonun dalga uzunluk aralığı 1064 nm ile sınırlıdır.

Lazer ile lehimleme diş hekimliğinde kullanılan diğer geleneksel lehimleme seçeneklerine göre çok sayıda avantaja sahiptir ve bu nedenlerden ötürü yaygın bir şekilde giderek artan hızla kullanılmaktadır. Bu avantajlar;

- 1- Etkin çalışmanın sağlanabilmesi ve zamandan tasarruf,
- 2- Prosedürün direkt olarak modeller üzerinde uygulanabilmesi böylece modelin kopyalanmasından ötürü oluşabilecek muhtemel distorsiyondan kaçınılması,^{18,19,20,21}
- 3- Korozyona dirençli ara materyal kullanmadan birleştirme teknolojisi,
- 4- Homojen yapı sağlanabilmesi,
- 5- Yüksek mekanik dayanıklılık,
- 6- Isıdan küçük bir alanın etkilenmesi, daha düşük deformasyon,
- 7- Plastik ve seramik materyallere yakın çalışılabilmesi,
- 8- Kırılmış apareylerin tamirine olanak sağlayabilmesidir.^{22,23}

Fornaini Carlo ve ark.²⁴ kırılmış apareylerin tamiri bakımından yayınladıkları makalede 2 örnek vakayla lazer lehimlemenin avantajlarını göstermişlerdir. Bu vakalarda "Frankel" ve "RPE" apareylerinin tamiri için lazer lehimleme tekniği kullanılmıştır. Konvansiyonel lehimleme tekniği bu durumda zaman alıcı ve pahalı hale gelmektedir. Basit bir tamir işlemi için lazerin kullanımı gerçek bir avantaj sağlamaktadır. Hızlı bir şekilde ara materyal kullanmadan komşu teller lazer ile lehimlenebilir. Lazer lehimlemenin bu durumda sağladığı en büyük avantaj kırık tele komşu olan akrilik kısmın zarar görmemesidir.

Lazer terminolojisinde 4 temel prensip mevcuttur;



- 1- Atım enerjisi: Tüm lazerler belli bir enerjiye sahiptir ve bu "Joules=Watt-saniye" şeklinde belirtilmektedir.
- 2- Atım gücü: Zaman başına geçen enerji anlamına gelmektedir ve "J/sec=Watt (veya kj/sec=Kw)" şeklinde belirtilmektedir.
- 3- Atım voltajı ve Atım süresi: Atım voltajı lehimin derinliğini belirleyen faktördür. Voltajı arttırmak lehim derinliğini arttırırken, voltajı azaltmak lehim derinliğini azaltır. Atım süresi (0,5-20 ms), lazer atımının çalıştığı aralıktır. Bu süre lehim yerinin çapını ve lehimin gücünü etkiler. Voltaj ve atım süresi birbiriyle ilişkili faktörlerdir ve materyalin kalınlığına ve kompozisyonuna göre uygun şekilde ayarlanmalıdır. Genel bir kural olarak, bu iki parametre arasında büyük farklılıklardan kaçınılmalıdır (örneğin çok yüksek voltaj ve çok düşük atım süresi veya çok düşük voltaj ve çok yüksek atım süresi).
- 4- Fokus: Fokus ayarlaması lazer ışınlarının çapını uyumlamak için gereklidir. Çalışma sahasında lazer ışınlarının çapı fokus azaltılarak veya arttırılarak ayarlanabilir. Fokal noktada lazer ışınlarının çapı 0,2 ile 2,0 mm arasında değişkenlik gösterir. Çok küçük bir alanda bile fokus çapı düşürülerek lazer ile lehimleme yapılabilir ancak bu durum konvansiyonel lehimlemede mümkün değildir. Lehimleme için en ideal fokus çapı 0,6 ile 0,8 mm arasındadır, ancak bu çalışma şartlarına göre değiştirilebilir.

Bertrand ve ark.²⁵ dental materyallerin lazer lehimlemesinde fiziksel parametrelerin optimizasyonu ile ilgili yaptıkları çalışmada, 0,8 ile 1 kW arası atım gücü ve 0,6 ile 0,8 mm arası fokus çapının lehimin dayanıklılığı açısından en iyi parametre miktarları olduğunu belirtmişlerdir.

Uzmanlara göre lazer lehimleme tekniği pratik olarak tüm dental alaşımlar ve titanyum materyallere uygulanabilir, ancak bu tam anlamıyla doğru değildir çünkü bazı dental alaşımların lazer ile lehimlenmesinin güç olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Bunlar; yüksek oranda gümüş (%20) içeren değerli metal alaşımlar ve küçük miktarlarda boron, karbon veya silikon kapsayan "nikel-krom (Ni-Cr)" veya "kobalt-krom (Co-Cr)" gibi bazı değersiz metal alaşımlardır.

Lazer ile lehimleme tekniğinde eğer lehimlenecek iki materyal arasında tam temas

sağlanabilmişse ve hiç aralık yoksa doldurucu ara materyal kullanılmadan lehimleme işlemi yapılabilir ancak çok hafif bir aralık mevcutsa tel formunda olan çapları 0,35 ile 0,5 mm arasında değişen doldurucu ara materyaller kullanılmalıdır. Bunlar; kobalt-krom (Co-Cr), titanyum, nikel-krom (Ni-Cr) veya altın-platinyum (Au-Pt) tellerdir. Lazer lehimlemede en sık kullanılan ve en ideal bulunan doldurucu materyal; 0,5 mm çapında Ni-Cr çubuğudur.

Lazer ile lehimlemede lazer ışınları ışık hüzmeleriyle aynı şekilde yayılmaktadır. Parlak yüzeyler lazer ışınlarının çok büyük bir kısmını yansıtır bu da lehimleme için gerekli olan enerji miktarını azaltır. Bu nedenden dolayı lazer ile lehimlemede lehimlenecek yüzeylerin işlem öncesinde kumlanıp pürüzlendirilmesi tavsiye edilmektedir.

ORTODONTİ ALANINDA LAZER LEHİMLEME İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Lazer lehimleme ile ilgili olarak literatür taraması yapıldığında temel olarak bu teknik ortodonti alanında 2 temel açıdan diğer konvansiyonel lehimleme metodlarıyla karşılaştırılmıştır. Bunlar; 1- Mekanik Dayanıklılık 2- Toksikitedir.

Mekanik Dayanıklılık: Ortodontik apareyler mastikasyon sırasında çok yüksek kuvvetlere maruz kalırlar, bu da lehimlenmiş apareylerde lehim bölgelerinde stres birikimine neden olur. Ortodontik apareylerin fabrikasyonunda lehim bölgesinin dayanıklılığı apareyin başarısı açısından kritik bir durumdur.^{26,27} Çünkü kırılmış apareyler yumuşak doku irritasyonu, ankraj kaybı, kontrolsüz diş hareketi ve apareyin yutulması gibi komplikasyonlara neden olabilir.²⁷ Literatürde lazer ile konvansiyonel lehimlemeyi mekanik dayanıklılık bakımından karşılaştıran çalışmalar mevcuttur.

Johannes Bock ve ark.²⁸ farklı şekillerde lehimlenmiş tel-bant birleşim konfigürasyonlarını mekanik dayanıklılık açısından karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel gümüş lehimleme, doldurucu materyal kullanılarak ve kullanılmadan tungsten inert gazı (TIG) ve lazer lehimleme olmak üzere 5 farklı metod kullanmışlardır. En yüksek kırılma dayanıklılığı doldurucu materyal kullanılarak uygulanan lazer lehimli örneklerde 441,3 megapaskal (MPa) bulunurken, bunu konvansiyonel lehimleme (406,7 MPa) takip etmiştir ve en düşük kırılma dayanıklılığı doldurucu materyal kullanılmadan uygulanan lazer lehimli örnek gruplarında (328,8 MPa) bulunmuştur. Sonuç olarak

da TIG ve lazer lehimleme tekniklerinde doldurucu materyal kullanımının tel-bant birleşim konfigürasyonunun mekanik dayanıklılığını arttırdığını belirtmişlerdir ve daha yüksek fraktür dayanıklılığı elde etmek için doldurucu materyal kullanımını tavsiye etmişlerdir. Bock ve ark.²⁹'nın yaptıkları başka bir çalışmada bant-tel birleşim konfigürasyonunda en yüksek mekanik dayanıklılık lazer lehimlemede (406,6 MPa), en düşük ise konvansiyonel lehimlemede (354,4MPa) bulunmuştur.

Bock ve ark.³⁰'nın farklı lehimleme metodlarının ortodontik paslanmaz çelik tellerin gerilme dayanıklılığı ve mikrosertlik üzerindeki etkilerini inceledikleri araştırmada; lazer ile lehimlenen örnekler (369-520 MPa) gümüş ile lehimlenen örnekler (198±146 MPa) göre belirgin şekilde daha yüksek gerilme dayanıklılığı değerleri gösterirken, yine benzer şekilde lazer lehimlenen örneklerin mikrosertlik değerleri (2,68±0,14 GPa) konvansiyonel lehimlenen örnekler (1,99 ±0,30 GPa) daha yüksek idi.

Lazer lehimlemenin uygulama alanlarından bir tanesi de farklı tellerin lehimlenebilmesidir. Literatürde nikel-titanyum (Ni-Ti), bakır-nikel-titanyum (Cu-Ni-Ti), beta-titanyum (β -Ti) ve kobalt-krom-nikel (Co-Cr-Ni) tellerin farklı kalınlıklarda birbirleriyle lazer yöntemiyle lehimlenebileceği gösterilmiştir. Bu titanyum alaşım içerikli tellerin konvansiyonel lehimlemeyle biraraya getirilmesi mümkün değildir çünkü yüksek erime noktasına sahiptirler ve aynı zamanda artmış ısılarla oksijenle yüksek reaktivite gösterirler. Dolayısıyla titanyum alaşımli teller sadece vakum veya argon içerikli bir ortamda lehimlenebilirler. Eğer titanyum alaşım telleri kolay bir şekilde lehimlenebilirse, mükemmel mekanik özelliklerde yeni sabit apareyler oluşturulabilir. Örneğin, titanyum teller veya braketler, miniplak ve ortodontik palatal implantlar gibi ataçmanların yüzeylerine sabitlenebilir bu şekilde hem kuvvetli ankraj sağlanırken eş zamanlı farklı diş hareketleri elde edilebilir.

Sevilla ve ark.³¹ ND:YAG lazer ile lehimlenmiş farklı süperelastisiteye sahip Ni-Ti ve Cu-Ni-Ti tellerin 37°C'de yapay tükürükte korozyon dirençlerini ve nikel salınımlarını ölçmek, faz transformasyonlarına bakmak ve lehim bölgesinin mekanik özelliklerini araştırmak üzere çalışma yapmışlardır. Sonuç olarak; lazer ile lehimleme Ni-Ti tellerin transformasyon ısılarını ve mikroyapısını değiştirmemiş, tellerin maksimum dayanıklılık değerlerini %35 azaltmış ve tellerin

süperelastisiteelerini etkilememiştir. Bu çalışmadan elde edilebilecek en önemli sonuç şu olmuştur; iki farklı elastisiteye sahip 2 farklı Ni-Ti tel (örn: Ni-Ti ile Cu-Ni-Ti) lazer metoduyla lehimlenerek farklı süperelastik stresler aynı tellerde elde edilebilir. Bu şekilde farklı dişler için gerekli farklı kuvvetler aynı tel üzerinde oluşturularak optimal diş hareketleri için optimal kuvvetler tek bir telle elde edilebilir.

Lijima ve ark.³² lazer ile lehimlenmiş 0.016×0.022 β -Ti, Ni-Ti ve Co-Cr-Ni ortodontik tellerin gerilme dayanıklılık değerlerini ve lehimlenmiş bölgenin mikroyapısını inceledikleri çalışmada, lazer ile lehimlenmiş β -Ti ve Co-Cr-Ni tellerin Ni-Ti tellere göre daha yüksek ve klinik olarak kabul edilebilir gerilme dayanıklılık değeri gösterdikleri ve bu tellerin orijinal yapısında hiçbir bozulma olmadığını saptamışlardır.

Lazer lehimleme tekniği ile Ni-Ti tel ve paslanmaz çelik telin tek bir tel haline getirilebileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur. Bu iki telin lehimlenmesi iki telin avantajlarını biraraya toplar. Paslanmaz çelik (SS) telin yüksek sertlik özelliği ile ankraj sağlanırken, aynı zamanda Ni-Ti telin yüksek süperelastisite özelliği ile devamlı ve hafif kuvvetle, hareket etmesi istenilen dişlerin hareketi sağlanabilir. Li ve ark.³³ Nd:YAG lazer ile lehimlenmiş Ni-Ti ve SS tellerin birleşim bölgesinin gerilme dayanıklılık değerinin 340±20 MPa değerine ulaştığını ve bu değer klinik kullanım açısından yeterli olduğunu, Ni-Ti telin süperelastisite özelliğinin kaybolmadığını belirtmişlerdir.

Sitotoksite: Ortodontide metal, akrilik, lateks gibi bazı materyallerin biyoyumluluğu uzun zamandır araştırma konusu olmuştur. Metallerle ilişkili olarak, paslanmaz çelik gibi birçok alaşımlar benzer kompozisyonlara sahiptir ve yüz maskesi, band ve braket gibi bir çok apareyin yapımında lehim ara materyalleri kullanılmaktadır. En sık kullanılan lehim alaşımları gümüş, bakır ve çinko'dur. Birleşmiş Milletler Çevre Programının Potansiyel Toksik Kimyasallar ile ilgili Uluslararası Bölümüne göre, bu metalik iyonlar tehlikeli kimyasal ürünler olabilir, çünkü insan sağlığı açısından büyük risk taşıyan maddeler listesine dahildirler.³⁴ Lehim materyali olarak farklı alaşımların kullanımı (kadmiyum, bakır, çinko ve gümüş içeren) oksidasyon sürecini tetikleyebilir ve bu şekilde metal yüzeyinin korozyonuna neden olarak metalik iyonların salınımını başlatabilir. Bu da lehimlemenin biyoyumluluğu ile ilişkili endişeyi açığa çıkarmaktadır.^{35,36} Konvansiyonel olarak lehimlenen apareylerin

korozyonu sonucu oral kaviteye salınan metalik iyonlar alerjik durumlara ve lokal toksisiteye neden olabilir.^{37,38} Bu tehlikeli kimyasallar sadece ağız için değil aynı zamanda akciğerler, prostat bezleri, karaciğer, üriner ve sindirim sistemi açısından da kanserojen maddelerdir.³⁹ Bu metalik iyonların kötü etkilerini bilmemize rağmen, ortodontide kullanılan lehim materyallerinde ve dolaylı olarak da ağız içinde bu iyonların mevcudiyeti ile ilgili olarak literatürde çok az çalışma mevcuttur.

Solmi ve ark.⁴⁰ yaptıkları çalışmada, lazer ve konvansiyonel lehim örneklerini sitotoksitate açısından karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel ve lazer ile lehimlenen lingual arklardan örnekler alıp bunların insan gingival fibroblast kültürlerine direkt teması sonucunda fibroblastların adezyonu, morfolojisi ve proliferasyonunu kontrast faz ışık mikroskobu ve tarama elektron mikroskobu ile 6.saat, 24.saat, 7.gün ve 16.günlerde incelemişlerdir. Sonuç olarak, lazer lehim ve kontrol grubunda fibroblastların şeklinde herhangi bir bozulma gözlenmezken, konvansiyonel lehim grubunda sitotoksitenin açık göstergesi olan fibroblast debrisleri gösterildi. Bu in-vitro çalışma lazer lehimleme tekniğinin hücrelerle daha biyoyumlu olabileceğini göstermiştir.

Vannet ve ark.⁴¹ punto-lehimli, lazer-lehimli ve gümüş-lehimli ortodontik tellerle indüklenen 3 boyutlu rekonstrükte insan oral epitelyum hücre kültürlerinde toksisite ve canlılık kaybı bakımından farklılık olup olmadığını belirlemek üzere çalışma yapmışlardır. Histolojik değerlendirmeler sonucunda lazer ve punto ile lehimlenen tellerde gümüş ile lehimlenen tellere göre hücre kültürlerinde daha az sitotoksitate ve hücre kaybı olduğu saptanmıştır.

Freitas ve ark.⁴² ortodontide kullanılan gümüş lehim materyalinde bulunan toksik metalik iyonların tükrüğe salınıp salınmadığına bakmışlardır. 60 hasta kontrol ve çalışma grubu ("Hyrax" apareyi ile üst çene genişletmesine ihtiyacı olan) olarak 2 eşit gruba ayrılmıştır. "Hyrax" apareyleri lazer cihazı ile lehimlenmiştir. Metalik iyonlarının salınımının incelenmesi için her bir hastadan 6 farklı zamanda tükrük örnekleri alınmış ve atomik absorpsiyon spektrofotometre ile incelenmiştir. Sonuç olarak; kontrol grubunda kadmiyum, bakır ve gümüş iyonları için düşük değerlerde iyon konsantrasyonu bulunurken, çalışma grubunda aparey yerleştirildikten

hemen 10 dakika sonra yüksek konsantrasyonlarda iyon konsantrasyonları gösterilmiştir.

Sestini ve ark.⁴³ in-vitro olarak farklı lehimleme tekniklerinin osteoblast, fibroblast ve oral keratinositlerin büyümesi üzerindeki etkilerine bakmışlardır. Hücre kültürlerinin elektron mikroskobu ile incelenmesi sonucunda elektrik direnci ve lazer lehimleme tekniklerinin tüm hücreler tarafından tolere edildiği ancak konvansiyonel lehimleme tekniğinin osteoblastların alkalın fosfataz aktivitesini ve fibroblastların canlılığını azalttığını, keratinositlerin büyümesini engellediğini ortaya koymuşlardır.

SONUÇ

Lazer lehimleme tekniği ortodonti alanında son 10 yıldır yaygın bir şekilde kullanılmakta olan güncel bir tekniktir. Pahallı olması sahip olduğu tek dezavantajdır. Zamandan tasarruf, korozyona dirençli olması, yüksek mekanik dayanıklılık göstermesi, ısıdan küçük bir alanın etkilenmesi, kırılmış materyallerin tamirine olanak sağlayabilmesi gibi çok sayıda avantaja sahip olduğundan özellikle Avrupa ve Amerika ülkelerinde konvansiyonel tekniğe göre daha yaygın kullanım göstermektedir.

Lazer lehimleme ile ilgili çalışmalara bakıldığında hepsi in-vitro çalışmalardır. Klinik kullanım açısından etkinliğini daha detaylı ortaya koymak açısından daha ileri in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. J Prosthet Dent 2006; 96: 273-82.
2. Heidemann J, Witt E, Feeg M, Werz R, Pieger K. Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. J Orofac Orthop 2002; 63: 325-38.
3. Dua R, Nandlal B. A comparative evaluation of the tensile strength of silver soldered joints of stainless steel and cobalt chromium orthodontic wires with band material- an in vitro study. Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry 2004; 22: 13-16.
4. Hannemann M, Minarski P, Lugscheider E, Diedrich P. Materials science studies on the soldering of



- different orthodontic wires. *Fortschr Kieferorthop* 1989; 50: 506-17.
5. Bertolotti M. The history of the laser. Institute of Physics; Taylor&Francis, London: 2004.
 6. Svelto O. Principles of lasers. 4th edn. Springer, Berlin: 1998.
 7. Maddox SJ. Fracture mechanics applied to fatigue in welded structures. *British Welding Inst* 1970; 18: 36-70.
 8. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effects of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 1965; 70: 601-6.
 9. Clarkson DM. Lasers in dentistry. *Dent Update* 1992; 19:115-6, 118.
 10. Güngörmüş M, Ömezli MM. Diş Hekimliğinde lazer kullanımı sırasında oluşabilecek zararlar ve alınacak önlemler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2007; 17: 31-3.
 11. Tanboğa İ, Eren F, Altınok B, Peker S, Berker YG, Özyöney G. Kök kanal tedavisinde ER:YAG lazerin smear tabakası üzerine etkisi: Sem çalışması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2011; 21:74-81.
 12. Shinoda T, Matsunaga K, Shinhara M. Laser welding of titanium alloy. *Welding International* 1991; 5: 346-51.
 13. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 264-73.
 14. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser welded titanium. *Dent Mater* 2002; 18: 143-8.
 15. Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J* 2006; 17: 20-3.
 16. Srimaneepong V, Yoneyama T, Kobayashi E, Doi H, Hanawa T. Mechanical strength and microstructure of laser-welded Ti-6Al-7Nb alloy castings. *Dent Mater J* 2005; 24: 541-9.
 17. Watanabe I, Baba N, Chang J, Chiu Y. Nd:YAG laser penetration into cast titanium and gold alloy with different surface preparations. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 443-6.
 18. Fusayama T, Wakumoto S, Hosoda H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. *J Prosthet Dent* 1964; 14: 334-42.
 19. Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser welded vs. soldered non-precious alloy dental bridges: A comparative study. *Las Surg Med* 1984; 4:207-13.
 20. Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995;74: 250-7.
 21. Van Benthem H. Advantages of laser welding compared to conventional joining. *Quintessenz Zahntech* 1991; 17: 1178-93.
 22. Santos M, Acciari HA, Vercik LCO, Guastaldi AC. Laser weld: microstructure and corrosion study of Ag-Pd-Au-Cu alloy of the dental application. *Mater Let* 2003; 57: 1888-93.
 23. Bertrand C, Petitcorps L, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non-precious dental-alloys: procedure and results. *Br Dent j* 2001; 190: 255-7.
 24. Fornaini C, Bertrand C, Bonanini M, Rocca JP, Nammour S. Welding in the dental office by fiber-delivered laser: a new technique. *Photomed Laser Surg* 2009; 27: 417-23.
 25. Bertrand C, le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. Optimization of operator and physical parameters for laser welding of dental materials. *Br Dent j* 2004; 196: 413-8.
 26. Gawlik JA, Mathieu GP, Hondrum S. The effects of tack welding and increasing surface area on the tensile strength of silver electric and flame soldered stainless steel joints. *Pediatr Dent* 1996; 18: 215-8.
 27. O'Toole TJ, Furnish GM, von Fraunhofer JA. Tensile strength of soldered joints. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 350-2.
 28. Bock JJ, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Fracture strength of different soldered and welded orthodontic joining configurations with and without filling material. *J Appl Oral Sci* 2008; 16: 328-35.
 29. Bock JJ, Bailly J, Fuhrmann RA. Effects of different brazing and welding methods on the fracture load of various orthodontic joining configurations. *J Orthod* 2009; 36: 78-84.
 30. Bock JJ, Fraenzel W, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Influence of different brazing and welding methods on tensile strength and microhardness of orthodontic stainless steel wire. *Eur J Orthod* 2008; 30: 396-400.



31. Sevilla P, Martorell F, Libenson C, Planell JA, Gil FJ. Laser welding of NiTi orthodontic archwires for selective force application. *J Mater Sci Mater Med* 2008; 19 : 525-9.
32. Lijima M, Brantley WA, Yuasa T, Muguruma T, Kawashima I, Mizoguchi I. Joining characteristics of orthodontic wires with laser welding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 84 : 147-53.
33. Li MG, Qiu XM, Sun DQ, Yin SQ. Properties of laser-brazed joint of NiTi shape memory alloy and stainless steel orthodontic wires. *The Orthodontic Cyber Journal* 2009;16 : 1-8.
34. Elshahawy W, Watanabe I, Koike M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. *Dent Mater* 2009; 25 : 976-81.
35. Shigeto N, Yanagihara T, Hamada T, Budtz-Jorgensen E. Corrosion properties of soldered joints. Part I: Electrochemical action of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1989; 62 : 512-5.
36. Shigeto N, Yanagihara T, Murakami S, Hamada T. Corrosion properties of soldered joints. Part II: Corrosion pattern of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1991; 66 : 607-10.
37. Wataha JC, Malcolm C, Hanks C. Correlation between cytotoxicity and the element released by dental casting alloys. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 9-14.
38. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101 : 525-32.
39. Azevedo C. Characterization of metallic piercings. *Eng Failure Analysis* 2003; 10: 255-63.
40. Solmi R, Martini D, Zanarini M, Isaza Penco S, Rimondini L, Carinci P. Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. *Biomaterials* 2004; 25 : 735-40.
41. Vannet B, Hanssens JL, Wehrbein H. The use of three-dimensional oral mucosa cell cultures to assess the toxicity of soldered and welded wires. *European Journal of Orthodontics* 2007; 29: 60-66.
42. Freitas MP, Oshima HM, Menezes LM. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: An in-situ evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 177-81
43. Sestini S, Notarantonio L, Cerboni B, Alessandrini C, Fimiani M, Nannelli P. In vitro toxicity evaluation of silver soldering, electrical resistance, and laser welding of orthodontic wires. *Eur J Orthod* 2006; 28 : 567-72.

Yazışma Adresi:

Dr. Ezgi ATİK
Hacettepe Üniversitesi
Dış Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Sıhhiye/Ankara
İş: +90-312-305 22 90
Fax: +90-312-309 11 38
e-mail: ezgibaytorun@hotmail.com

