

# Der Er:YAG-Laser in der dentoalveolären Knochenchirurgie

Stefan Stübinger<sup>1,2</sup>, Oliver Seitz<sup>2</sup>, Constantin Landes<sup>2</sup>,  
Christoph Bornand<sup>1</sup>, Robert Sader<sup>2</sup> und  
Hans-Florian Zeilhofer<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie,  
Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Universitätsspital Basel

<sup>2</sup> Klinik für Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie,  
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt

Schlüsselwörter: Festkörperlaser, thermomechanische  
Ablation, Karbonisation, Oralchirurgie

Korrespondenzadresse:  
Dr. Stefan Stübinger

Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie  
Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Kantonsspital/Universitätskliniken – Universität Basel  
Spitalstr. 21, CH-4031 Basel/Schweiz  
Tel. 0041 61 265 25 25  
E-Mail: sstuebinge@uhbs.ch

(Texte français voir page 1144)



Oben: Entnahme eines Kieferwinkeltransplantates mit dem Er:YAG-Laser. Mithilfe der unterschiedlichen Faserspitzen lassen sich unter gleichzeitiger Schonung von Nachbarstrukturen entsprechende Knochenblöcke leicht und sicher entnehmen.

En haut: Prélèvement d'un greffon de l'angle maxillaire avec le laser Er:YAG. Différentes pointes de fibres permettent d'ôter des blocs d'os facilement et sûrement, tout en préservant les structures péri-phériques.

Unten: Intraoperativer Abtrag einer Zahnwurzelspitze im Oberkiefer-Frontzahnbereich mit einem fasergeführten Er:YAG-Laser. Mit dem Laser lassen sich sowohl Knochen als auch Zähne bearbeiten.

En bas: Résection apicale au niveau des canines supérieures avec une fibre laser Er:YAG. Le laser permet non seulement de traiter les os mais aussi les dents.

In der dentoalveolären Chirurgie hat sich der gepulste Er:YAG-Laser aufgrund seiner guten ablativen Wirkung als mögliche Alternative zu konventionellen Methoden herauskristallisiert. Mit einer Wellenlänge von 2,94  $\mu\text{m}$ , die mit dem Absorptionsmaximum von Wasser zusammenfällt, eignet sich der Er:YAG-Laser für einen schonenden thermo-mechanischen Abtrag von Hartgewebe.

Für 30 oralchirurgische Eingriffe (8 Augmentationen, 20 chirurgische Zahntentfernungen, 2 Wurzelspitzenresektionen) wurde ein gepulster Er:YAG-Laser (Pulsenergie 500 mJ, Pulsdauer von 250  $\mu\text{s}$ , Pulsfrequenz 12 Hz, Faserspitzen 600–1000  $\mu\text{m}$ ) verwendet.

In allen Fällen kam es zu einem schonenden und effizienten Knochenabtrag. Durch die ständige Wasserkühlung traten weder am Knochen noch an benachbarten Gewebsstrukturen sichtbare thermische Schäden auf. Die postoperative Wundheilungsphase war in allen Fällen komplikationslos und im Vergleich zu konventionellen Methoden nicht verzögert. Neben der Bearbeitung von Zahnhartsubstanz eignet sich der Er:YAG-Laser vor allem für eine berührungsfreie und damit vibrationsarme Bearbeitung von Knochen. Jedoch stellt die geringe Ablationsgeschwindigkeit bis dato einen limitierenden Faktor für eine routinemässige Anwendung dar.

## Einleitung

### Hintergrund

Erbiumlaser werden seit langer Zeit erfolgreich für die Bearbeitung von Schmelz und Dentin im Zuge der Kavitätenpräparation und Schmelzkonditionierung eingesetzt (KELLER & HIBST 1997, KIM et al. 2006), da die Wellenlängen von  $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$  beim Erbium-Yttrium-Aluminium-Garnet(Er:YAG)-Laser bzw.  $\lambda = 2,79 \mu\text{m}$  beim Erbium-Yttrium-Scandium-Gallium Garnet-

(Er:YSGG)-Laser, eine hohe Absorptionswirkung in Wasser haben und die beiden Laser damit eine sehr gute ablativ-eigenschaft an der Zahnhartsubstanz aufweisen (HARASHIMA et al. 2005). Die Energie der mit Erbium dotierten Festkörperlaser wird direkt an der bestrahlten Oberfläche absorbiert, wodurch nur geringe Eindringtiefen in wasserhaltigen Substanzen resultieren.

Aufgrund dieser Erkenntnis sowie der Tatsache, dass Knochen als mineralisierte Hartsubstanz eine ähnliche Gewebezusammensetzung (Wasser, Hydroxylapatit) wie Zahnhartsubstanz aufweist, kristallisiert sich der Wunsch und das Bestreben, konventionelle mechanische Verfahren zum Schneiden von Knochen wie Sägen oder Bohrer durch eine schonendere und grazile Bearbeitung mittels kontaktfreier Laserosteotomie ersetzen zu wollen, sowohl anhand von zahlreichen wissenschaftlich-experimentellen Publikationen (POURZARANDIAN et al. 2004, SASAKI et al. 2002a, IVANENKO et al. 2002, SALINA et al. 2006), als auch anhand von vereinzelt klinischen Arbeiten (LEE 2005, ABU-SERRIAH et al. 2004) in der internationalen Literatur immer deutlicher heraus.

### Der Erbiumlaser in der Knochenchirurgie

Trotz der zum Teil viel versprechenden Ergebnisse konnte sich der Er:YAG-Laser als erfolgreiche Osteotomiemethode für die intraorale Knochenchirurgie zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht etablieren (LEWANDROWSKI et al. 1996, GONZALEZ et al. 1990). Neben den apparativen Hindernissen, die einerseits durch die Laserphysik vorgegebenen Grössen und andererseits durch die limitierte Flexibilität der verschiedenen Lichtleitersysteme charakterisiert sind, bereitet im klinischen Alltag vor allem die biologische Wirkung der Laserstrahlen, nicht nur auf das mineralisierte Zielgewebe, sondern auch auf die benachbarten Regionen noch Schwierigkeiten (SASAKI et al. 2002b). Bei nicht optimaler Wahl der Laserparameter (Pulsenergie, Pulsfrequenz und Fokusgrösse), sowie einer unzureichenden Wasserkühlung ist eine thermische Schädigung an den Wundrändern des Osteotomiespaltes nicht immer sicher auszuschliessen (EL MONTASER et al. 1997). Im Vergleich zu konventionellen Methoden resultieren daraus ein zum Teil insuffizienter Substanzabtrag, eine verlängerte Osteotomiezeit sowie eine beeinträchtigte Wundheilung mit zum Teil schwerwiegenden postoperativen Komplikationen durch Karbonisationsprodukte (NELSON et al. 1989, WALSH & DEUTSCH 1989, WALSH et al. 1989).

Nichtsdestoweniger besitzt die Laserosteotomie bei entsprechender Parameterwahl entscheidende Vorteile gegenüber allen mechanischen Osteotomiemethoden wie z. B. Säge, Meissel oder Ultraschall. Dazu zählen nicht nur die kontaktfreie und vibrationsarme Arbeitsweise ohne metallischen Abrieb, ohne Instrumentenfraktur, ohne Knochenspäne und ohne Weichteilverletzung durch rotierende Instrumentenspitzen sondern auch die sauberen und frei wählbaren Schnittgeometrien. Ziel der vorliegenden praxisorientierten Arbeit ist es daher, anhand einiger Fallbeispiele die aktuellen Möglichkeiten der Er:YAG-Laserosteotomie in der Klinik darzustellen.

## Material und Methode

### Lasersystem

Für alle Osteotomien wurde ein Er:YAG- und CO<sub>2</sub> Kombinationslasersystem (OpusDuo EC™, Lumenis GmbH, D-Dreieich) verwendet. Der Er:YAG-Laser liefert eine maximale Impulsenergie von 1000 mJ und eine Leistung von maximal 12 W.

Die Wellenlänge des Er:YAG-Laserstrahls beträgt 2,94 µm, der über die konischen HPX-Saphirspitzen mit 0,6 mm, 0,8 mm oder

1 mm Spitzendurchmesser abgegeben wurde. Als Laserparameter wurden die vom Hersteller für Osteotomien empfohlenen und voreingestellten Werte Pulsenergie 500 mJ, Pulsdauer 250 µs und Pulsfrequenz 12 Hz gewählt. Die verschiedenen Faserstärken wurden ohne Knochenkontakt ca. 1–2 mm über der Oberfläche geführt.

### Klinisches Prozedere

Das laserchirurgische Prozedere stellte sich bei allen Eingriffen ungefähr gleich dar und lief nach folgendem Schema ab: Es wurden insgesamt 30 Eingriffe (18 Frauen, 12 Männer) mit dem Laser durchgeführt. In 20 Fällen wurden untere Weisheitszähne und Molaren (18) sowie zwei obere Eckzähne unter gleichzeitiger Schonung der angrenzenden Nachbarstrukturen entfernt (Abb. 1). Während der Osteotomie erfolgte die Führung der Laserfaser (0,6 mm und 1 mm) zirkulär um den jeweiligen Zahn mit schichtweiser und apikalwärtsgerichteter Ablation der angrenzenden Knochenstrukturen. Der laterale und nicht schneidende Anteil der Laserfaser wurde dabei je nach Situation eng am Zahn adaptiert um einen möglichst geringen Substanzverlust zu erzielen. Im Falle einer ungünstigen Achsenlage wurde der Zahn mit dem Er:YAG-Laser separiert und scharfe Knochensanten mit dem Laser entfernt.

Im Falle der acht Augmentationen (Abb. 2) und zwei Wurzelspitzenresektionen (Abb. 3) im Oberkieferfrontbereich wurde in ähnlicher Weise vorgegangen, wobei die Wurzelspitzenresektionen ausschliesslich mit der 0,6 mm-Faser durchgeführt wurden. Bei der Entnahme der Knochentransplantate wurde die Faser (1 mm) ohne vorherige Markierung der Osteotomielinie mittels Bohrlöcher gleichmässig und ohne Unterbrechung entlang des geplanten Transplantatumrisses geführt. Auf eine postoperative prophylaktische Gabe von Antibiotika wurde in allen Fällen verzichtet.

### Ergebnisse

Mit den gewählten Laserparametern war ein schonender und effizienter Knochenabtrag möglich. Der gepulste Er:YAG-Laser erlaubte durch das kontaktfreie Bearbeiten der Oberfläche eine



Abb. 1 Klinische Situation nach Präparation eines Mukoperiostlappens und Darstellung des Zahnes 48. Die Laserfaser wird unter tangentialer Abstützung zirkulär um den Zahn geführt, um einen minimalen Substanzverlust zu erzielen. Die Faser ist ohne direkten Knochenkontakt.

Fig. 1 Situation clinique après préparation d'un lambeau mucoepiostosté et visualisation de la dent 48. La fibre laser est dirigée circulairement autour de la dent avec appui tangentiel afin que la perte de tissu soit minimale. La fibre n'a aucun contact direct avec l'os.



Abb. 2 Entnahme eines Kieferwinkeltransplantates mit dem Er:YAG-Laser. Mithilfe der unterschiedlichen Faserspitzen lassen sich unter gleichzeitiger Schonung von Nachbarstrukturen entsprechende Knochenblöcke leicht und sicher entnehmen.

Fig. 2 Prélèvement d'un greffon de l'angle maxillaire avec le laser Er:YAG. Différentes pointes de fibres permettent d'ôter des blocs d'os facilement et sûrement, tout en préservant les structures périphériques.

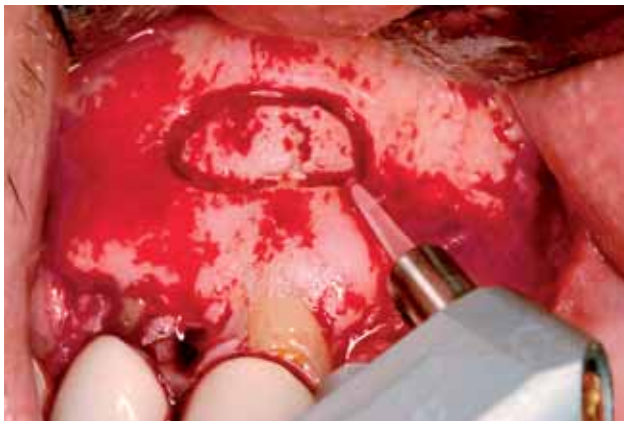


Abb. 3 Intraoperativer Abtrag einer Zahnwurzelspitze im Oberkiefer-Frontzahnbereich mit einem fasergeführten Er:YAG-Laser. Mit dem Laser lassen sich sowohl Knochen als auch Zähne bearbeiten.

Fig. 3 Résection apicale au niveau des canines supérieures avec une fibre laser Er:YAG. Le laser permet non seulement de traiter les os mais aussi les dents.

nahezu frei wählbare Ablationsrichtung, wodurch nicht nur der Knochensubstanzverlust minimiert werden konnte, sondern auch das Risiko einer iatrogenen Verletzung von vitalen Nachbarstrukturen reduziert werden konnte, da es zu keinem Abrutschen der Instrumentenspitze auf der Knochenoberfläche kam. Zudem ist das Fehlen einer rotierenden Instrumentenspitze, speziell bei engem Kontakt zu Weichgeweben, als grosser Vorteil anzusehen.

Mittels der unterschiedlichen Stärken der Faserspitzen konnte die Breite des Schnittspaltes, entsprechend konventioneller Fräsen, individuell an die entsprechende Situation angepasst werden, wobei die eigentliche Schneideleistung nur durch das Licht, das durch die Instrumentenspitze austrat, hervorgerufen wurde. Im lateralen Bereich der Faser kam es zu keiner Schneidewirkung, was speziell bei feinen Osteotomien von Vorteil war, da die Faser sicher und ohne mechanische Gewebetraumatisierung «endoskopartig» abgestützt werden konnte. Dies führte in manchen

Fällen soweit, dass die Dicke der Faserspitze bei dünnen Osteotomiespalten der limitierende Faktor für die Schnitttiefe war.

Durch die ständige und zwingend notwendige Wasserkühlung traten weder am Knochen noch an benachbarten Gewebsstrukturen sichtbare thermische Schäden oder Karbonisationsspuren auf. Auch durch das Laserhandstück, bei dem es selbst nach langer Applikationszeit zu keinerlei Erwärmung kam, wurde bei direktem Gewebekontakt keine thermische Nekrosezone ausgelöst. Es kam zu keiner Instrumentenfraktur und keinem mechanischen Abrieb.

Bei routinemässigen postoperativen Kontrollen nach zwei und 10–14 Tagen waren sowohl das postoperative Schmerzempfinden des Patienten als auch die Schwellungstendenz nicht erhöht. Alle Patienten empfanden den laserassistierten Eingriff bis auf das typische Ablationsgeräusch des Lasers sowie den bei mangelnder Absaugung stechenden Geruch der Laserablation als nicht unangenehm. Speziell Patienten mit entzündungsbedingten Schmerzen empfanden das druck- und vibrationsfreie Arbeiten mit dem Laser als weniger belastend und relativ schmerzarm.

Insgesamt gesehen war jedoch der Zeitbedarf bei allen Osteotomien entscheidend grösser im Vergleich zu konventionellen mechanischen Methoden, was jedoch unter anderem stark von der aus klinischer Sicherheit niedrig gewählten applizierten Laserenergie von 500 mJ abhängig war.

## Diskussion

### Knochenablation mit Infrarotlasern

Neben dem im UV-Spektrum emittierenden Excimerlaser (SARKAR et al. 1989, OBARA et al. 2005, HAFFNER et al. 2004) eignen sich im Infrarotspektrum neben dem CO<sub>2</sub>-Laser vor allem Erbium-dotierte Laser für die Bearbeitung von Knochen (EYRICH 2005, STANISLAWSKI et al. 2000). Der Er:YAG-Laser ist ein Blitzlampen-gepulster Festkörperlaser und emittiert Infrarotlicht der Wellenlänge 2940 nm. Die Wellenlänge entspricht einem Absorptionsmaximum von Wasser, wodurch zusammen mit einer sehr kurzen Pulslänge kleine Gewebsvolumina rasch erhitzt werden können. Für die Bearbeitung von mineralisierter Hartsubstanz wird die thermomechanische Ablation mit Infrarotlasern genutzt (NIEMZ 2003). Für das Ablationsvolumen von Hartsubstanzen mit dem Er:YAG-Laser ist primär die Gewebezusammensetzung entscheidend (SPENCER et al. 1999), wobei der Gehalt von interstitiellem Wasser im Falle von Zahnhartsubstanzen im Gegensatz zu vitalem Knochen bei anderen Wellenlängen im Infrarotspektrum (PEAVY et al. 1999), jedoch scheinbar eine geringere Rolle spielt als das von aussen zugeführte Wasser durch den Laser (MEISTER et al. 2006). Durch die Akkumulation der hochenergetischen Laserstrahlung im Zielgewebe kommt es durch Umwandlung der absorbierten Lichtquanten in Wärmeenergie zu einer starken lokalen Erhitzung ohne Karbonisationen. Voraussetzung ist jedoch, dass die Laserpulsung schneller ist als die thermische Relaxationszeit des Gewebes (FRIED & FRIED 2001). Die rapide Erwärmung bewirkt in der Folge die schnelle Vaporisation der Wassermoleküle und es kommt zu einer explosionsartigen mechanischen Ablation der Apatitkristalle (HIBST 1992). Der Knochen wird dadurch schichtweise abgetragen bzw. geschnitten. In diesem Zusammenhang muss aber berücksichtigt werden, dass beim Schneiden von Knochen und Zähnen immer eine zusätzliche Wasserkühlung nötig ist, da es sonst zu massiven thermischen Schäden kommen kann (BURKES et al. 1992).

Der Er:YAG-Laser wird nur gepulst betrieben, wodurch eine Wärmeleitung in die Umgebung fast nicht stattfindet. Die rasche

Impulsfolge und die im Vergleich zum CO<sub>2</sub>-Laser 15× stärkere Absorption des Lichtes in Wasser bewirkt also eine minimale thermische Restnekrosezone (SCHWARZ et al. 2002).

### Vorteile des Er:YAG-Lasers gegenüber konventionellen Methoden und dem CO<sub>2</sub>-Laser

Die Laserosteotomie besitzt gegenüber den meisten mechanischen Schneidwerkzeugen in der Knochenchirurgie viele Vorteile. Durch das kontaktfreie und damit auch vibrationslose Arbeiten wird die Traumatisierung von Gewebestrukturen reduziert (STÜBINGER et al. 2006). Zudem kommt es bei den Laserschnitten zu keinem metallischen Abrieb und auch die Bildung von kleinen Knochenspänen kann ausgeschlossen werden. Durch entsprechende Koppelung an spezielle Lichtleitersysteme oder Feedbacksysteme (RUPPRECHT et al. 2004, RUPPRECHT et al. 2005) sind hochpräzise und minimal invasive Eingriffe möglich, bei denen es weder durch das Laserhandstück noch durch fakturierte Instrumentenspitzen zu einer Gewebetraumatisierung kommt. So lassen sich beispielsweise mit einem modernen gepulsten CO<sub>2</sub>-Lasersystem, das über einen computerassistierten 3D-Scanner gesteuert wird, extrem schmale und selbst stabilisierende Schnittmuster mit einer Breite von unter 200 µm und einer Tiefe von bis 1 cm mit individuellem Design in knöchernen Strukturen erzielen. Derartige Schnittgeometrien lassen sich bis dato mit keiner anderen Osteotomiemethode erzielen (FRENTZEN et al. 2004, IVANENKO et al. 2005). Entscheidender Nachteil des CO<sub>2</sub>-Lasers ist jedoch, dass dieses System im Moment aufgrund der Laserphysik und der Laser-Gewebe-Interaktion nur mittels einer apparativen Führung bedient werden kann und eine manuelle Führung somit nicht möglich ist, was den Einsatz speziell in der intraoralen Knochenchirurgie stark limitiert. Aus diesem Grunde wurde im vorliegenden Fall auch auf den Er:YAG-Laser zurückgegriffen, der sich sowohl maschinell, als auch manuell führen lässt.

### Schlussfolgerung

Im Moment eignet sich der Er:YAG-Laser im Bereich der den-toalveolären Chirurgie vornehmlich für Osteotomien bei denen eine definierte, drucklose und vibrationsarme Arbeitsweise nötig ist. Der Abtrag erfolgt schichtweise und sehr kontrolliert. Der längere operative Zeitbedarf begrenzt die Anwendung jedoch noch auf kleinere Osteotomien. Aus diesem Grund kann die Laserosteotomie ähnlich wie die Piezochirurgie im Bezug auf Schnittgeschwindigkeit gegenüber rotierenden Instrumenten im Moment noch keinen entscheidenden Vorteil bieten. Bei entsprechend höher applizierter Laserenergie bzw. einer höheren Pulsfrequenz und einem speziellen Pulsmuster sind aufgrund eigener noch nicht publizierter Daten Schnittgeschwindigkeiten zu erwarten, die nahezu im Bereich von aktuellen Osteotomiemethoden liegen werden. Daher sind die Vorteile der Laserosteotomie aktuell in der kontaktfreien und vibrationsarmen Arbeitsweise ohne metallischen Abrieb, ohne Instrumentenfraktur und ohne Ansammlung von Knochenspänen sowie den dünnen und frei wählbaren Schnittgeometrien zu sehen.

### Abstract

STÜBINGER S, SEITZ O, LANDES C, BORNAND C, SADER R, ZEILHOFER H-F: **Clinical experiences of Er:YAG Laser osteotomy in oral surgery** (in German). Schweiz Monatsschr Zahnmed 117: 1139–1143 (2007)

In contrast to many currently employed osteotomy techniques like saws or drills the use of short-pulsed laser light offers the

possibility of non-contact and vibration-free bone cutting. With a wavelength of 2.94 µm the Er:YAG laser displays a consummate absorption in water and thus is particularly suitable for bone ablation. To examine the benefits of laser osteotomy in oral surgery a short-pulsed Er:YAG laser was used for different surgical procedures in 30 patients. Preliminary clinical findings revealed satisfactory cut efficiency and no carbonisation. No serious complications were encountered in the postoperative wound healing process. However, the surgical procedures were time-consuming.

### Danksagung

Teile dieser Arbeit wurden von dem NCCR COME des Schweizer Nationalfonds unterstützt. Die Autoren bedanken sich bei der Firma Polymed.Medical Center, Glattpburg, Schweiz, für die Unterstützung und die Bereitstellung des Opus-Duo-Lasers. Des Weiteren gilt der Dank Stefan De Maddalena für die Bildverarbeitung.

### Literatur

- ABU-SERRIAH M, CRITCHLOW H, WHITTERS C J, AYOUB A: Removal of partially erupted third molars using an Erbium (Er):YAG-Laser: a randomised controlled clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 42: 203–208 (2004)
- BURKES E J JR, HOKE J, GOMES E, WOLBARSH T M: Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 67: 847–851 (1992)
- EYRICH G: Laser-osteotomy induced changes in bone. *Medical Laser Application* 20: 25–36 (2005)
- FRENTZEN M, GOTZ W, IVANENKO M, AFILAL S, WERNER M, HERING P: Osteotomy with 80-micros CO<sub>2</sub> laser pulses – histological results. *Lasers Med Sci.* 18:119–224 (2003)
- FRIED N M, FRIED D: Comparison of Er:YAG and 9.6-microm TE CO(2) lasers for ablation of skull tissue. *Lasers Surg Med.* 28: 335–343 (2001)
- EL MONTASER M A, DEVLIN H, SLOAN P, DICKINSON M R: Pattern of healing of calvarial bone in the rat following application of the erbium-YAG laser. *Lasers Surg Med.* 21: 255–261 (1997)
- GONZALEZ C, VAN DE MERWE W P, SMITH M, REINISCH L: Comparison of the erbium-yttrium aluminum garnet and carbon dioxide lasers for in vitro bone and cartilage ablation. *Laryngoscope.* 100: 14–17 (1990)
- HAFFNER C, FOLWACZNY M, HICKEL R, HORCH H H: Ablation of temporomandibular joint structures of a pig with a fibre-guided 308 nm excimer laser light – an in vitro investigation. *J Craniomaxillofac Surg.* 32: 360–364 (2004)
- HARASHIMA T, KINOSHITA J, KIMURA Y, BRUGNERA A, ZANIN F, PECORA J D, MATSUMOTO K: Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg.* 23: 52–55 (2005)
- HIBST R: Mechanical effects of erbium:YAG-Laser bone ablation. *Lasers Surg Med.* 12: 125–130 (1992)
- IVANENKO M, FAHIMI-WEBER S, MITRA T, WIERICH W, HERING P: Bone tissue ablation with sub-microS pulses of a Q-switch CO(2) laser: histological examination of thermal side effects. *Lasers Med Sci.* 17: 258–264 (2002)
- IVANENKO M, SADER R, AFILAL S, WERNER M, HARTSTOCK M, VON HANISCH C, MILZ S, ERHARDT W, ZEILHOFER H F, HERING P: In vivo animal trials with a scanning CO<sub>2</sub> laser osteotome. *Lasers Surg Med.* 37:144–148 (2005)

- KELLER U, HIBST R: Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 20: 32–38 (1997)
- KIM J H, KWON O W, KIM H I, KWON Y H: Acid resistance of erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. *Angle Orthod.* 76: 1052–1056 (2006)
- LEE C: A new method to harvest ramus bone using the erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser. *J Oral Maxillofac Surg.* 63: 879–882 (2005)
- LEWANDROWSKI K U, LORENTE C, SCHOMACKER K T, FLOTTE T J, WILKES J W, DEUTSCH T F: Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. *Lasers Surg Med.* 19: 40–45 (1996)
- MEISTER J, FRANZEN R, FORNER K, GREBE H, STANZEL S, LAMPERT F, APEL C: Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt.* 11: 34030 (2006)
- NELSON J S, ORENSTEIN A, LIAW L H, BERNIS M W: Mid-infrared erbium:YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers Surg Med.* 9: 362–374 (1989)
- NIEMZ M H: Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications. 3. Aufl. Springer Verlag, Berlin/New York pp 45–149 (2003)
- OBARA T, MUNIN E, LIBERT E A, POMPEU E, PACHECO M T: XeCl excimer laser ablation of rabbit tibia bone: morphology of the irradiated site and self-limiting effect. *Photomed Laser Surg.* 23: 561–566 (2005)
- PEAVY G M, REINISCH L, PAYNE J T, VENUGOPALAN V: Comparison of cortical bone ablations by using infrared laser wavelengths 2.9 to 9.2 microm. *Lasers Surg Med.* 25: 421–434 (1999)
- POURZARANDIAN A, WATANABE H, AOKI A, ICHINOSE S, SASAKI K M, NITTA H, ISHIKAWA I: Histological and TEM examination of early stages of bone healing after Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 22: 342–350 (2004)
- RUPPRECHT S, TANGERMANN-GERK K, WILTFANG J, NEUKAM F W, SCHLEGEL A: Sensor-based laser ablation for tissue specific cutting: an experimental study. *Lasers Med Sci.* 19: 81–88 (2004)
- RUPPRECHT S, TANGERMANN-GERK K, SCHULTZE-MOSGAU S, NEUKAM F W, ELLRICH J: Neurophysiological monitoring of alveolar nerve function during sensor-controlled Er:YAG laser corticotomy in rabbits. *Lasers Surg Med.* 36: 186–192 (2005)
- SALINA S, MAIORANA C, IEZZI G, COLOMBO A, FONTANA F, PIATTELLI A: Histological evaluation, in rabbit tibiae, of osseointegration of mini-implants in sites prepared with Er:YAG laser versus sites prepared with traditional burs. *J Long Term Eff Med Implants.* 16: 145–156 (2006)
- SARKAR R, FABIAN R L, NUSS R C, PULIAFITO C A: Plasma-mediated excimer laser ablation of bone: a potential microsurgical tool. *Am J Otolaryngol.* 10: 76–84 (1989)
- SASAKI K M, AOKI A, ICHINOSE S, YOSHINO T, YAMADA S, ISHIKAWA I: Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO<sub>2</sub> lasers. *J Periodontol.* 73: 643–652 (2002a)
- SASAKI K M, AOKI A, ICHINOSE S, ISHIKAWA I: Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG laser. *Lasers Surg Med.* 31: 322–332 (2002b)
- SCHWARZ F, ARWEILER N, GEORG T, REICH E: Desensitizing effects of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. *J Clin Periodontol.* 29: 211–215 (2002)
- SPENCER P, PAYNE J M, COBB C M, REINISCH L, PEAVY G M, DRUMMER D D, SUCHMAN D L, SWAFFORD J R: Effective laser ablation of bone based on the absorption characteristics of water and proteins. *J Periodontol.* 70: 68–74 (1999)
- STANISLAWKI M, MEISTER J, MITRA T, IVANENKO M, ZANGER K, HERING P: hard tissue ablation with a free running Er:YAG and a Q-switched CO<sub>2</sub> laser: a comparative study. *Appl. Phys. B* 72: 1–6 (2000)
- STÜBINGER S, JÜRGENS P, SALDAMLI B, SADER R, ZEILHOFER H F: Operative Entfernung verlagerter Weisheitszähne mittels Er:YAG-Laserosteotomie. *Laserzahnheilkunde* 3: 19–25 (2006)
- WALSH J T JR, DEUTSCH T F: Er:YAG laser ablation of tissue: measurement of ablation rates. *Lasers Surg Med.* 9: 327–337 (1989)
- WALSH J T JR, FLOTTE T J, DEUTSCH T F: Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. *Lasers Surg Med.* 9: 314–326 (1989)