

# Grundlagen der Lasertherapie in der Zahnmedizin

## Teil 4: Der Hardlaser

Gérald Mettraux

### 1. Einführung

Die Hardlaser geben, wie der Name bereits vermuten lässt, mehr Energie ins Gewebe ab als die Low Level Laser oder Softlaser. Die Effekte der Hardlaser zeigen sich daher nicht in der Stimulation von Zellaktivitäten, sondern in der Vernichtung von Zellen und Gewebe. Die Hauptaufgabe der Hardlaser besteht darin, die Energien gezielt auf ein Gewebe zu führen, mit der Absicht, dieses zu entfernen oder zu verändern, ohne dabei das benachbarte Gewebe zu gefährden. Die Vorgänge im Gewebe werden durch fothermische Prozesse wie Koagulation, Vaporisation, Karbonisierung und Ablation erreicht. Dabei sind die Energiedichte und die Wellenlänge entscheidend, weil sie die Eindringtiefe massgeblich bestimmen.

Wie bereits im Teil 1 «Grundlagen der Lasertherapie in der Zahnmedizin» dargestellt, zeigen Wellenlängen im fernen Infrarotbereich (>2500 nm) eine starke Absorption im Wasser und im Hydroxylapatit. Diese Affinität ist die wichtigste Voraussetzung für den Einsatz eines Hardlasersystems in der Mundhöhle. Da die Mukosa mehrheitlich aus Wasser und das Zahnhartgewebe aus Hydroxylapatit besteht, ist eine Anwendung dieser Wellenlängen in der Mundhöhle überhaupt möglich. Bei einer Incision oder Excision in der Mukosa, muss die Energie nicht unbedingt tiefer ins Gewebe eindringen als der «Laserschnitt» selber. Die Behandlung einer Parodontaltasche mit dem Laser soll Keime und wenn möglich Zahnstein entfernen, ohne das Parodont zu erhitzen. Trotzdem dringt ein Teil der Energie tiefer ein, als wir wünschen. Doch wir können diese Laserstrahlung mit blossen Auge nicht sehen.

### 2. Hardlasersysteme in der Zahnmedizin

In der Tab. I sind die in der Zahnmedizin bekannten Laser mit ihrer Wellenlänge, Affinität zum Gewebe, Eindringtiefen und Indikationen zusammengefasst.

Die wichtigsten Hardlaser, welche in der Zahnmedizin verwendet werden sind:

- CO<sub>2</sub>-Laser
- Erbium-Laser, Er:YAG
- Neodym-Laser, Nd:YAG
- Dioden-Laser

### 3. Die Wirkung der Laserstrahlung im Gewebe

Die Eindringtiefe des Softlasers in tiefe Gewebeschichten zur Biostimulation ist möglich und sogar erwünscht (Alveolen, Sinus, Gelenke, Muskulatur). Die Wellenlänge aller Softlaser bewegt sich daher im roten und nahen Infrarot Bereich. Die

Dioden-Hardlaser und der Nd:YAG-Laser haben ähnliche Wellenlängen wie die Softlaser, werden aber mit viel grösseren Energiedichten eingesetzt und stellen somit die Gefahr der Überhitzung des umliegenden Gewebes dar. Grundlegend kann man sagen, dass Laser im nahen Infrarotbereich tiefer ins Gewebe eindringen als Laser im fernen Infrarotbereich. Der Argonlaser (sichtbarer Bereich) absorbiert nicht im Wasser, weshalb er in der Mukosa ebenfalls tief eindringen kann.

Die Abb. 1 zeigt die Laserbestrahlung einer Parodontaltasche mit einem Dioden-Laser (910 nm) bei 2 Watt Leistung. Von Auge nicht sichtbar, aber mit einer digitalen Kamera dargestellt, wird gezeigt, wie tief das benachbarte Gewebe mitbestrahlt wird.

Die Kenntnis der Absorption der verschiedenen Wellenlängen im Gewebe ist

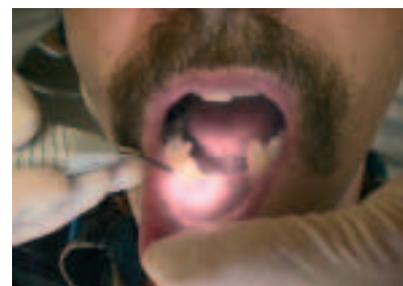


Abb. 1 Bestrahlung von grosser Ausbreitung mit einem Dioden-Laser 910 nm, 2 Watt. Die Glasfaser steckt in der Parodontaltasche. Aufnahme mit Digitalkamera (CCD Chip)

Voraussetzung für die richtige Indikation und Anwendung eines Lasers.

Zum besseren Verständnis für die Wirkungsweise der Hardlaser im Gewebe ist die Absorptionsgrafik in Abb. 2 nochmals dargestellt. Die Pfeile zeigen die Absorptionscharakteristik der typischen Laserwellenlängen in Wasser, Hydroxylapatit, Hämoglobin und Melanin.

- Der CO<sub>2</sub>-Laser absorbiert stark im Wasser und in geringerem Mass im Hydroxylapatit.

Laser - Bezeichnung	Wellenlänge	Affinität	Eindringtiefe	Indikationen	Transport-System
Argon-Laser	488 und 510 nm	Pigmente, Hämoglobin	3 cm	Photopolymerisation, Koagulation, Hämangiome	Glasfaser
CO <sub>2</sub> Laser	10.600 nm	Wasser	0.1 - 0.2 mm	Weichgewebeschirurgie	Spiegel-Transport-System
Dioden-Laser	800 - 1000 nm	Wasser, Hämoglobin	2 - 3 mm	Parodontologie, Chirurgie	Glasfaser
Erbium:YAG Er:YAG	2940 nm	Wasser, Hydroxylapatit	0.2 - 2 mm	Zahnhartgewebe, Weichgewebe	Glasfaser
Neodym:YAG Nd:YAG	1064 nm	Pigmente	0.5 - 4 mm	Weichgewebe	Glasfaser

Tab. I Eigenschaften in der Zahnmedizin bekannter Lasersysteme

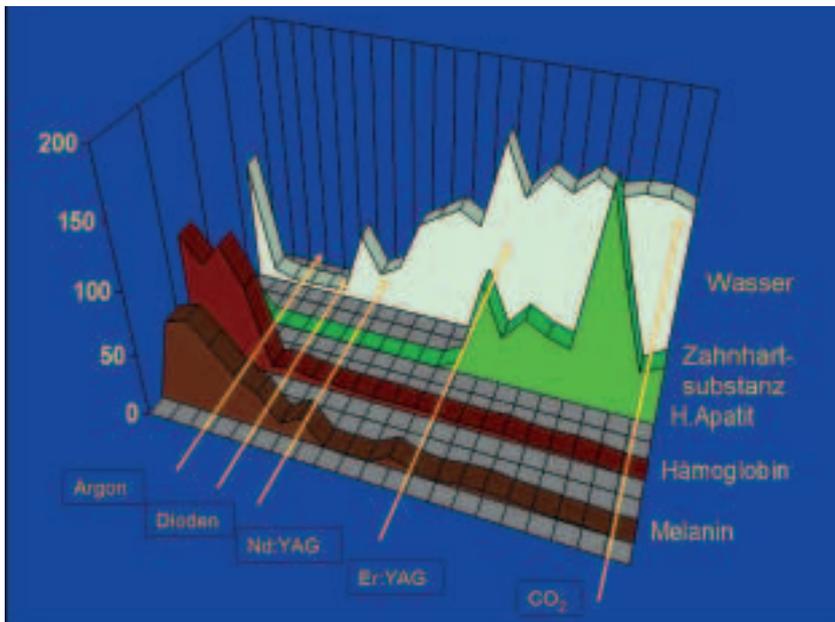


Abb.2 Absorptionsverhalten verschiedener Laserstrahlungen in Wasser, Hydroxylapatit, Hämoglobin und Melanin

- Der Erbium-Laser absorbiert ebenfalls stark im Wasser und im Hydroxylapatit.
- Der Nd:YAG absorbiert leicht in Pigmenten und leicht im Wasser.
- Der Dioden-Laser absorbiert leicht in Pigmenten, im Hämoglobin und im Wasser.
- Der Argon-Laser absorbiert stark in Pigmenten und im Hämoglobin, nicht aber im Wasser.

Die Effekte des Hardlasers im histologischen Bild zeigen 3 verschiedene Zonen: Eine Zone der Karbonisation umgibt die kraterförmige Verdampfungszone. Die Zone der Nekrose und Koagulation liegt unmittelbar darunter, und die Zone des ödematösen Gewebes führt ins morphologisch normale Gewebe über. Die Ausdehnung der Zonen hängt vom bestrahlten Gewebe und von der Wellenlänge, also vom Lasertyp ab (Abb. 2). Für den CO<sub>2</sub>-Laser werden in der Literatur Nekroseschichten von 100 µm (POGREL 1990) bis 1000 µm (LUOMANEN 1987) beschrieben.

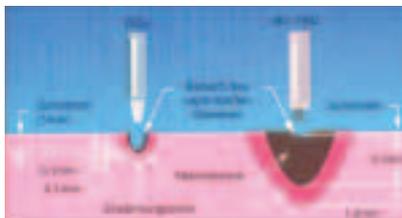


Abb.3 Nekrosezonen und Eindringtiefen von CO<sub>2</sub>- und Nd:YAG-Lasern (SEMMLER 1996)

Da der Nd:YAG wenig im Wasser absorbiert, dringt er tiefer ein. Dies führt dazu, dass die Koagulationszone und die Nekrosezone tiefer reichen (Abb.3). Im Gegensatz zum Softlaser sind die oberflächlichen Effekte im Gewebe unmittelbar sichtbar. Was man aber nicht zu Gesicht bekommt, ist die Tiefenwirkung der thermischen Energie. Da Wellenlängen im Bereich 800 bis 1200 nm kaum im Wasser absorbieren und damit tiefer ins Gewebe eindringen, führen sie die Energie ins Gewebe ab. Die Folgen davon sind Erwärmung, Denaturierung von Proteinen und Nekrosen. Zu solchen tief eindringenden Lasern gehören die Dioden-Laser mit Leistung von mehr als 1 Watt und die Nd:YAG (Neodym Yttrium-Aluminium-Granat-)Laser. Das Problem stellt sich insofern, dass der Effekt des Schneidens bei diesen Lasern auf der Mukosa relativ schwer zu erreichen ist, da die Wellenlängen in Pigmenten und im Hämoglobin absorbieren und kaum im Wasser. Bei zu niedriger, nicht angepasster Laserleistung kann mit dem Nd:YAG auch trotz langer Bestrahlungszeit kein Vaporisieren (Schneiden) erreicht werden, da die Energie durch Wärmeleitung in das umgebende Gewebe abgeführt wird. Das Gewebe wird koaguliert. Dies ist bei der Blutstillung erwünscht, führt jedoch zu unerwünschter Gewebeerwärmung. Aus diesem Grund ist grösste Vorsicht geboten bei der Anwendung von tief gehenden Wellenlängen (800–1200 nm) mit hoher Leistung (>1 Watt). Da in diesem Wel-

Temperatur Grad Celsius	Gewebeeffekt
37	keine irreversiblen Schädigungen
40-45	Enzyminaktivität, Ödem, Membranauflockerung
50-60	Proteinverdenaturierung, Koagulation, Nekrose
60	Kollagenverdenaturierung, Membrandefekte
100	Austrückung
~ 130	Karbonisierung
> 300	Verdampfung, Vergewung

Tab. II Gewebeeffekte bei verschiedenen Temperaturen

lenbereich oft eine Lokalanästhesie (beim Dioden-Laser) notwendig ist, werden die unerwünschten thermischen Effekte während der Operation nicht erkannt. Die folgende Tab. II zeigt die Laserwirkung in Abhängigkeit von der Temperatur.

#### 4. Wundheilung

Eine verzögerte und abgeschwächte Entzündungsreaktion bei Laserwunden im Vergleich zu Skalpellwunden wurde in der Literatur beschrieben (CHOMETTE 1991, LUOMANEN 1987). Die vollständige Reepithelisierung der Wunde und die Neovascularisation ist bei Laserwunden ebenfalls verzögert (CHOMETTE 1991, FISHER 1983). Laserwunden zeigen eine geringere Kontraktion und Narbenbildung als Skalpellwunden, was mit einer geringeren Anzahl Myofibroblasten zusammenhängen könnte (ZEINOUN 2001, CHOMETTE 1991). Trotzdem verläuft der Wundheilungsprozess meist komplikationslos.

#### 5. Vorsichtsmassnahmen

Wegen der Freisetzung von verdampften und karbonisierten Zellteilchen durch die Laserbestrahlung ist eine effiziente Absaugvorrichtung notwendig, damit die Stoffe nicht eingeatmet werden. Eine Laserschutzbrille für alle sich im Raum befindlichen Personen sowie die im Benutzerhandbuch aufgeführten Vorsichtsmassnahmen sind bei der Hardlaseranwendung obligatorisch. Höchste Vorsicht ist geboten mit leicht flüchtigen, brennbaren Substanzen und Gasflaschen, welche sich durch die Laserblitze entzünden oder explodieren könnten.

#### 6. Der CO<sub>2</sub>-Laser

Der CO<sub>2</sub> wurde 1964 von PATEL et al. entwickelt (PATEL 1964) und in den frühen 70er-Jahren in der Medizin eingesetzt. Der CO<sub>2</sub>-Laser ist ein Molekülgas-Laser und zählt wegen seiner hohen Absorption im Wasser und seinem hohen Wirkungsgrad (>20%) zu den bedeutendsten La-

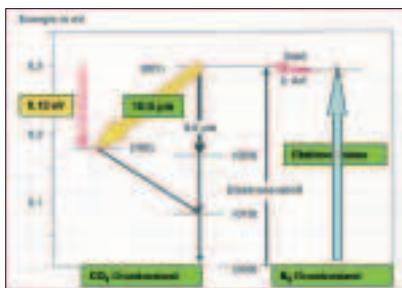


Abb. 4 Energieniveaus bei der Anregung im CO<sub>2</sub>-Laser

ern in der Medizin. Man verwendet heute CO<sub>2</sub>-N<sub>2</sub>-He-Gasgemische. In der Gasentladung werden die N<sub>2</sub>-Moleküle durch Elektronenstoss angeregt (Abb. 4). Die Anregung der CO<sub>2</sub>-Moleküle auf das Niveau 001 erfolgt durch Stösse der 2. Art mit dem metastabilen N<sub>2</sub>-Molekül, wobei die Energie von N<sub>2</sub>- auf die CO<sub>2</sub>-Moleküle übertragen wird. Die Laseremission erfolgt durch den Übergang vom Niveau 001 auf den tieferen Energiezustand 100. Die Energiedifferenz der beiden Terme beträgt 0,12 eV (Elektronen Volt), was einer Wellenlänge im Infrarot bei 10,6 µm entspricht.

Der CO<sub>2</sub>-Laserstrahl wird auf Spiegeln und Metalloberflächen reflektiert, ohne Energieverlust. Er ist mit seiner Absorptionskurve stark im Wasser und im Hydroxylapatit (COLUZZI 2000). Das bedeutet, dass er sehr gut von der Schleimhaut absorbiert wird, da sie zu mehr als 90% aus Wasser besteht.



Abb. 5 Der CO<sub>2</sub>-Laser Luxar SP 20, Handstück mit hohler Keramikspitze, darunter Glaserfaser eines Dioden-Lasers

Die Eindringtiefe des CO<sub>2</sub>-Lasers beträgt allerdings nur 0,1–0,2 mm. Die Energie des Laserstrahls erhitzt das Wasser in den Zellen, sodass sie verdampfen und damit aufsprengen.

Infolge seiner Wellenlänge muss der Strahl durch einen Hohlleiter auf das Gewebe geführt werden, da er in Glasfasern zu stark absorbiert und damit Energie verlieren würde.

CO<sub>2</sub>-Laser werden ohne Kontakt mit dem Zielgewebe benutzt. Ist der Laserstrahl fokussiert, kann der Laser als chirurgisches Skalpell eingesetzt werden. In der nicht fokussierten Arbeitsweise trägt er durch Verdampfen oberflächliche Zellschichten ab (Ablation) und kann kleinere Blutgefässe verschweissen (Blutstillung).

Der CO<sub>2</sub>-Laser (Abb. 5) hat bereits seinen festen Platz in der Oralchirurgie eingenommen. Incisionen, Excisionen aller Arten sind möglich. Die Präparation der Zahnhartsubstanz durch den CO<sub>2</sub>-Laser hat sich als nicht optimal erwiesen.

Moderne CO<sub>2</sub>-Laser verfügen über den sog. Superpuls. Der Laserstrahl wird dabei in regelmässigen Abständen unterbrochen. Damit wird der thermischen Relaxationszeit des Gewebes Rechnung getragen. Die einzelnen Impulse dauern dabei nur einige Millisekunden, haben aber eine Leistung von mehreren 1000 Watt. Der Superpulsbetrieb ermöglicht eine bessere Ableitung der Hitze und damit eine kleinere Schädigung im tiefer liegenden Gewebe (LIPPERT 1995).



Darüber erlauben spezifische Programmeinstellungen des Lasers eine exakte und reproduzierbare Energieabgabe, abhängig von der Indikationsstellung. Es ist unbedingt notwendig, dass sich der Anwender genau an die Angaben in den einzelnen Programmen hält, um Schädigungen des Gewebes zu verhindern. Auch eine zu tiefe Einstellung der Leistung kann Schaden anrichten, indem der zu langsam eintretende Effekt durch eine längere Bestrahlungszeit und dadurch grösseren Temperaturanstieg im Gewebe kompensiert wird. Der CO<sub>2</sub>-Laser ist der optimale Laser für Anwendungen im Weichgewebe. Veränderungen der Oberfläche (Aphthen, Deepithelisierung), Abtragung von Geweben (Hyperplasien, Lichen planus), Abtrennung von Geweben (Fibrome, Frenula). Incisionen, Biopsien, Wundsterilisation gehören zum Anwendungsbereich im Weichgewebe. An der Zahnhartsubstanz wird der CO<sub>2</sub>-Laser für die Schmelzkonditionierung, Kavitätensterilisation, Dentinempfindlichkeit, direkte Überkappung und Initialkaries verwendet.

Durch seine hervorragende Absorption im Wasser ermöglicht der CO<sub>2</sub>-Laser das Freilegen und Wiedereröffnen von Implantaten ohne Überhitzung (Abb. 6).

Bei der Periimplantitis kann die Oberfläche des Implantates sterilisiert werden ohne Erwärmung des Implantates.

## 7. Der Er:YAG-Laser

Der Er:YAG-Laser hat eine Wellenlänge von 2,94 µm. Das YAG (Yttrium-Alumi-

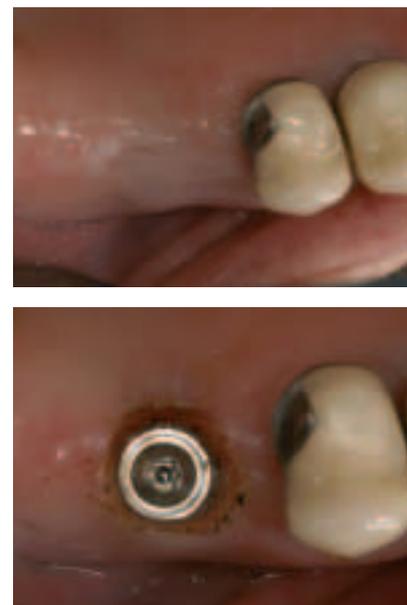


Abb. 6 Wiedereröffnung eines eingeleiteten Implantates (16) mit einem CO<sub>2</sub>-Laser



Abb. 7 Der Opus-DUO-Laser: Er:YAG- und CO<sub>2</sub>-Laser kombiniert

nium-Granat)-Gerüst ist mit Erbium, einem Element aus den seltenen Erden dotiert. Sein Spektrum liegt also im infraroten Bereich, was seinen Einsatz zur Anwendung in der Mukosa und an dentalen Hartgeweben ermöglicht. Dentin und Schmelz haben ein Absorptionsmaximum bei 2,9 µm bzw. 9,6 µm. Thermische Schäden der Nachbarorgane beschränken sich auf ein Minimum. Die Arbeitseffektivität in verschiedenen Zahnhartgeweben liegt zwischen 200 µm und 2000 µm je 10 Laserpulse bei 50 J/cm pro Puls. Der abgebildete Laser (Abb. 7) hat 2 Lasersysteme eingebaut: ein Er:YAG- und ein CO<sub>2</sub>-Lasersystem.

Der Er:YAG kann dank der dünnen Glasfaser auch in Parodontaltaschen eingeführt werden, was eine Behandlung ohne chirurgische Aufklappung ermöglicht.

### 8. Der Nd:YAG-Laser

Der Nd:YAG-Laser wurde 1964 von Geusic entwickelt. Die Abkürzung steht für Neodymium:Yttrium-Aluminium-Granat, also ein Yttrium-Aluminium-Granat-Kristall, der mit Neodymium dotiert ist. Dieser Laser hat eine Wellenlänge von 1064 nm, liegt damit ebenfalls im infraroten Spektralbereich, und sein emittiertes Licht ist, wie das des Erbium und CO<sub>2</sub>-Lasers, für das menschliche Auge unsichtbar.

Das emittierte Licht des Nd:YAG-Lasers hat eine Affinität zu dunklen und pigmentierten Geweben. Eindringtiefe und Streuung sind daher stark vom Zielgewebe abhängig. Da das Licht des Nd:

YAG-Lasers durch Wasser transmittiert wird, ist seine Eindringtiefe in der Mukosa viel grösser als die des CO<sub>2</sub>-Laserlichtes. Da Hämoglobin das Laserlicht des Nd:YAG-Lasers gut absorbiert, kann er auch zur Koagulation eingesetzt werden. Der Nd:YAG eignet sich nicht für die Behandlung an der Zahnhartsubstanz.

Der Nd:YAG-Laser kann mit und ohne Kontakt zum Zielgewebe benutzt werden. Bei kontaktfreiem Arbeiten und kontinuierlichem Laserlicht tritt eine grosse Streuung auf und die Eindringtiefe ist gross (3–5 mm). Einige Nd:YAG-Laser versuchen durch eine Luft/Wasser-Kühlung das Plasma abzukühlen und die unerwünschten thermischen Nebeneffekte zu kontrollieren.

### 9. Hardlaseranwendungen in der Zahnmedizin

Hardlaser werden nebst der Entfernung von Weich- und Hartgeweben durch Excision, Incision und Ablation auch zur Keimvernichtung auf Wurzeln, Dentin und Implantaten erfolgreich eingesetzt (SCHWARZ F 2003, KREISLER M 2002, MORITZ A 1998). Voraussetzung zur Entfernung des bakteriellen Biofilms ist wiederum die Absorption des Laserstrahls im Wasser.

#### Zahnhartsubstanz

Bei der Arbeit mit dem Hardlaser ist die thermische Interaktion mit dem Gewebe eine unmittelbare Folge. Die Temperaturentwicklung in der Pulpa ist demzufolge ein wesentlicher Punkt. Temperaturmessungen beim Einsatz des Erbium-Lasers zeigten bei entsprechender Wasserkühlung eine maximale Erhöhung von 5 °C (HIBST R et al. 1990, ANIC I 1992). Behandlungen wie Etching, Hypersensibilitäten, externe Resorptionen, direkte Überkappungen mit einem CO<sub>2</sub>-Laser zeigten in einer Beobachtungszeit von 2 Jahren keine klinischen Pulpaschädigungen (MORITZ A 1998a, MORITZ A 1998b, WALSH L J 1994). Die Anwendung des Erbium-Lasers sollte unbedingt mit Wasserkühlung erfolgen (ATTRILL D C 2004). Die Schmelzconditionierung zeigte mit dem CO<sub>2</sub>- und mit dem Nd:YAG-Laser genügend Bondzugkräfte für die Anforderungen an orthodontische Brackets (FUHRMANN R 2001).

Der Erbium-Laser zeigte sich in verschiedenen Studien geeignet, Zahnhartsubstanz zu entfernen und zu bearbeiten und Karies effizient mit minimaler Belastung des Patienten zu entfernen (KELLER U 1997, 1989). Die Entfernung von Metallfüllungen ist nicht möglich oder mit toxischen Dämpfen verbunden (Amalgam).

#### Parodontitis

Bearbeitungen von Wurzeloberflächen mit CO<sub>2</sub>-, Nd:YAG- und Er:YAG-Lasern zeigten, dass der Erbium-Laser bei niedrigen Energiedichten, im Gegensatz zu den andern beiden Lasern, keine Einschmelzungen und Kavitation der Oberfläche bewirkte, den Smear Layer entfernte und die Kollagen Matrix exponierte (ISRAEL M 1997). Der Nd:YAG allein mit Einstellungen, welche die Wurzeloberflächen nicht verändert (80 mJ, 10 Pulse, 3 min) konnte in einer Studie klinisch und mikrobiologisch keine signifikanten Verbesserungen des Parodontalzustandes zeigen (RADVAR M 1996).

Die Behandlung von Taschen mit Scaling und zusätzlichem Dioden-Laser zeigte bessere klinische und mikrobiologische Resultate als mit Scaling alleine (MORITZ A 1998). Bei zu grosser Energieabgabe erzeugen Dioden-Laser allerdings Schädigungen am Parodont (KREISLER M 2001).

CO<sub>2</sub>-Laser auf Dentinoberflächen führten zur Entfernung des Smear Layers und Eröffnung der Dentintubuli (MISRA V 1999).

Eine In-vitro-Studie zeigte, dass gescalte Wurzeloberflächen mit anschliessender CO<sub>2</sub>-Laserbehandlung in einer Fibroblastenkultur eine gute Fibroblasten Anlagerung an die Wurzeloberfläche ermöglichten (CRESPI R 2002). Eine Dekontamination der Wurzeloberfläche bei einer Flap-Operation erscheint damit möglich.

Mit dem Er:YAG ist eine schonungsvolle Abtragung von Konkrementen bei der Periimplantitis sowie in Parodontaltaschen (AOKI 1994) gezeigt worden.

Der ErbiumYAG ohne Scaling erwies sich in einer klinischen Studie an 20 Parodontalpatienten als effektiv zur Reduktion der Entzündungsparameter und der mikrobiellen Flora (SCHWARZ F 2003).

#### Periimplantitis

Erbium-Laser und Dioden-Laser zeigten sich bei geringer Energieeinstellung effizient in der Behandlung von Periimplantitis (KREISLER M 2003, 2002; BACH G 2000).

Bei der Dioden-Laser-Dekontamination von Implantatoberflächen wurde gezeigt, dass bei 2,5 Watt nach 9 Sekunden 47 °C bereits überschritten wurden. Eine Unterbrechung zur Abkühlung wird empfohlen (KREISLER M 2003).

Eine Dekontamination ist ebenfalls mit dem CO<sub>2</sub>-Laser möglich (KATO T 1998).

Mit dem CO<sub>2</sub>-Laser ist die Überhitzungsgefahr geringer (OYSTER D K 1995, BARAK

S 1998). Es wird aber empfohlen, die Oberfläche für die Bestrahlung zu benetzen (MOUHYI J 1999). Die Verwendung des Superpuls reduziert die Hitzeentwicklung zusätzlich (WOOTEN C A 1999). Der CO<sub>2</sub>-Laser und der Dioden-Laser sind beide ungeeignet für die Konkrementabtragung auf Implantaten, wie auch auf Wurzeloberflächen.

Die Biokompatibilität von Titanoberflächen wurde nach Bestrahlung mit einem Erbium-Laser nicht beeinträchtigt, wogegen die Anwendung des Nd:YAG-Lasers zu deutlichen Einschmelzungen und zur Kraterbildung führte (SCHWARZ 2003).

Um eine Entfernung des Biofilms zu erreichen, muss der Laserstrahl auch im Wasser absorbiert werden. Zudem muss eine Schädigung des benachbarten Implantatgewebes verhindert werden. Alle diese Anforderungen erfüllt der Er:YAG. Durch die praktische Führung des Strahls in einer Glasfaser kann die Behandlung einer Periimplantitis direkt durch Einführen der Spitze in die Taschen, ohne Aufklappung, durchgeführt werden (SCHWARZ 2003). Mit dem Er:YAG ist eine schonungsvolle Abtragung von Konkrementen bei der Periimplantitis sowie in Parodontaltaschen (AOKI 1994) gezeigt worden. Der CO<sub>2</sub> erfordert eine chirurgische Eröffnung, da die optischen Systeme zur Einführung in eine Tasche noch fehlen.

### Oralchirurgie

Der CO<sub>2</sub>-Laser ist der optimale Laser für Anwendungen im Weichgewebe. Veränderungen der Oberfläche (Aphthen, Depithelisierung), Abtragung von Geweben (Hyperplasien, Lichen planus), Abtrennung von Geweben (Fibrome, Frenula). Incisionen, Wundsterilisation gehören zum effektiven Anwendungsbereich im Weichgewebe (Abb. 8).

Durch seine hervorragende Absorption im Wasser ermöglicht der CO<sub>2</sub>-Laser das Freilegen und Wiedereröffnen von Implantaten ohne Erhitzung der Implantate.

Im Vergleich dazu absorbieren Dioden-Laser und Nd:YAG in Pigmenten und führen bei der Bestrahlung von Implantaten zu thermisch bedingten Oberflächenveränderungen und zur Erwärmung.

Die Anwendung von Hardlaser im Weichgewebe ist für den Operateur und den Patienten von Vorteil, weil die Behandlung praktisch ohne Blutung, ohne Nahtverschluss und mit minimalem Einsatz von Lokalanästhetika durchgeführt werden

kann. Postoperative Schmerzen sind minimal.

Die Entnahme von Biopsien ist mit dem CO<sub>2</sub> und mit dem Erbium-Laser sehr gut möglich. Es wird empfohlen, dem Pathologen mitzuteilen, dass die Entnahme mit einem Laser durchgeführt wurde.

Eine gute Übersicht über die Anwendung in der Oralchirurgie wurde von der Gruppe Bornstein M. in der SMfZ im Jahre 2003 publiziert (BORNSTEIN M 2003). In diesem Artikel sind ebenfalls die Indikationen des Hardlasers (CO<sub>2</sub>) beschrieben.

### 10. Zusammenfassung

Hardlaser haben mit ihrer spezifischen Wellenlänge eine typische Absorptionscharakteristik im Gewebe. Ihr Einsatzgebiet ergibt sich damit aus dem physikalischen Verhalten der Strahlung im Gewebe. Anders als bei der Softlaserbehandlung, wo eine Biostimulation mit kleinen Energiedichten angestrebt wird, werden beim Hardlaser hohe Energiedichten ins Gewebe abgegeben. Diese Strahlung verdampft Zellen und trägt Substanz ab. Die Eindringtiefe spielt beim Hardlaser insofern eine wichtige Rolle, als benachbartes



Abb. 8 Frenektomie mittels CO<sub>2</sub>-Laser, prä-, postop, 1 Monat postop

Gewebe überhitzt und geschädigt werden kann. Da die Laserstrahlung bei den meisten Lasertypen ausserhalb des sichtbaren Bereichs liegt, ist deren Anwendung im Gewebe mit Vorsicht und nur mit Kenntnis der Lasereigenschaften durchzuführen.

Im Hardlaserbereich zeichnen sich vor allem 2 Systeme für den Einsatz in der Mundhöhle ab: der CO<sub>2</sub>-Laser für die Anwendung im Weichgewebe und der Er:YAG für die Anwendung in der Zahnhartsubstanz und im Weichgewebe.

Markante Vorteile dieser Lasersysteme gegenüber der konventionellen Therapie sind unter anderem übersichtliches Arbeiten praktisch ohne Blutung, minimale Dosierung der Lokalanästhesie, meistens ohne Nahtverschluss und weniger Nachkontrollen, Dekontaminierung von Wurzeloberflächen, Implantaten und Kronen, minimale Belastung des Patienten. Mit dem Hardlaser haben wir ein Gerät zur Verfügung, welches in mancher Hinsicht das Ziel einer optimalen Behandlung erfüllt.

### Literatur Hardlaser

- ANIC I, VIDOVIC D, LUIC M, TUDJA M: Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.* 1992; 26 (3): 165–169
- AOKI A, ANDO Y, WATANABE H, ISHIKAWA I: In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an Er:YAG laser. *J. Periodontol* 65: 1097–1106 (1994)
- ATTRILL D C, DAVIES R M, KING T A, DICKINSON M R, BLINKHORN A S: Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent.* 2004 Jan; 32 (1): 35–40
- BACH G, NECKEL C, MALL C, KREKELER G: Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent.* 2000; 9 (3): 247–251
- BARAK S, HOROWITZ I, KATZ J, OELGIESSER D: Thermal changes in endosseous root-form implants as a result of CO<sub>2</sub> laser application: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 199 Sep–Oct; 13 (5): 666–671
- BORNSTEIN M M, SUTER V G, STAUFFER E, BUSER D: The CO<sub>2</sub> laser in stomatology. Part 1 *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003; 113 (5): 559–570. Review. French, German
- BORNSTEIN M M, SUTER V G, STAUFFER E, BUSER D: The CO<sub>2</sub> laser in stomatology. Part 2 *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003; 113 (7): 766–785. Review. French, German



- CHOMETTE G, AURIOL M, LABROUSSE F, VAILLANT J M: Influence du rayonnement laser CO<sub>2</sub> sur les modalités morphologiques de la cicatrisation cutaneo-muqueuse en chirurgie stomatologique. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 92: 1-7 (1991)
- COLUZZI D J: An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 44: 753-756 (2000)
- CRESPI R, BARONE A, COVANI U, CIAGLIA R N, ROMANOS G E: Effects of CO<sub>2</sub> laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis. *J Periodontol.* 2002 Nov; 73 (11): 1308-1312
- FISHER S E, FRAME J W, BROWNE R M, TRANTER R M: A comparative histological study of wound healing following CO<sub>2</sub> laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Arch Oral Biol* 28: 287-291 (1983)
- FUHRMANN R, GUTKNECHT N, MAGUNSKI A, LAMPERT F, DIEDRICH P: Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO<sub>2</sub> dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop.* 2001 Sep; 62 (5): 375-386
- HIBST R, KELLER U: Heat Effect of Pulsed Er:YAG Laser Radiation. *PROC. SPIE* Vol. 1200, 379-386, (1990)
- HIBST R, KELLER U: The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *PROC. SPIE* Vol. 1880, 156-162 (1993)
- ISRAEL M, COBB C M, ROSSMANN J A, SPENCER P: The effects of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol.* 1997 Sep; 24 (9 Pt 1): 595-602
- KATO T, KUSAKARI H, HOSHINO E: Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated titanium implant and subsequent cellular adhesion to irradiated area. *Lasers Surg Med.* 1998; 23 (5): 299-309
- KELLER U, HIBST R: Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997; 20 (1): 323-8
- 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.* 1989; 9 (4): 345-351
- KREISLER M, A I HAJ H, D'HOEDT B: Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant-bone interface during simulated surface decontamination. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Feb; 14 (1): 91-96
- KREISLER M, DAUBLANDER M, WILLERSHAUSEN-ZONNCHEN B, D'HOEDT B: Effect of diode laser irradiation on the survival rate of gingival fibroblast cell cultures. *Lasers Surg Med.* 2001; 28 (5): 445-450
- KREISLER M, GOTZ H, DUSCHNER H: Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Mar-Apr; 17 (2): 202-211
- KREISLER M, KOHNEN W, MARINELLO C, GOTZ H, DUSCHNER H, JANSEN B, D'HOEDT B: Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *J Periodontol.* 2002 Nov; 73 (11): 1292-1298
- LIPPERT B M, WERNER J A, RUDERT T: Tissue effects of CO<sub>2</sub> laser and Nd:YAG laser. *Adv Otorhinolaryngol* 49: 1-4 (1995)
- LUOMANEN M: A comparative study of healing of laser and scalpel incision wounds in rat oral mucosa. *Scand J Dent Res* 95: 65-73 (1987)
- MISRAV, MEHROTRA K K, DIXIT J, MAITRA S C: Effect of a carbon dioxide laser on periodontally involved root surfaces. *J Periodontol.* 1999 Sep; 70 (9): 1046-1052
- MIZAZAKI A, YAMAGUCHI T, NISHIKATA J, OKUDA K, SUDA S, ORIMA K, KOBAYASHI T, YAMAZAKI K, YOSHIKAWA E, YOSHIE H: Effects of Nd:YAG and CO<sub>2</sub> laser treatment and ultrasonic scaling on periodontal pockets of chronic periodontitis patients. *J Periodontol.* 2003 Feb; 74 (2): 175-180
- MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, AOID M, REICHENBACH P, LOTHALLER M A, WERNISCH J, SPERR W: Long-term effects of CO<sub>2</sub> laser irradiation on treatment of hypersensitive dental necks: results of an in Vivo study. *J Clin Laser Med Surg.* 1998 Aug; 16 (4): 211-215
- MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, SCHAUER P, DOERTBUDAK O, WERNISCH J, SPERR W: Treatment of periodontal pockets with a diode laser. *Lasers Surg Med.* 1998; 22 (5): 302-311
- MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, SPERR W: Advantages of a pulsed CO<sub>2</sub> laser in direct pulp capping: a long-term in vivo study. *Lasers Surg Med.* 1998; 22 (5): 288-293
- MOUHYI J, SENNERBY L, NAMMOUR S, GUILLAUME P, VAN RECK J: Temperature increases during surface decontamination of titanium implants using CO<sub>2</sub> laser. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Feb; 10 (1): 54-61
- OYSTER D K, PARKER W B, GHER M E: CO<sub>2</sub> lasers and temperature changes of titanium implants. *J Periodontol.* 1995 Dec; 66 (12): 1017-1024
- PATEL C K N: Interpretation of CO<sub>2</sub> - optical maser experiments. *Phys Rev Lett* 12: 588-590 (1964)
- POGREL M A, YEN C K, HANSEN L S: A comparison of carbon dioxide laser, liquid nitrogen cryosurgery and scalpel wounds in healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 69: 269-273 (1990)
- RADVAR M, MACFARLANE T W, MACKENZIE D, WHITTERS C J, PAYNE A P, KINANE D F: An evaluation of the Nd:YAG laser in periodontal pocket therapy. *Br Dent J.* 1996 Jan 20; 180 (2): 57-62
- ROMANOS G E, EVERTS H, NENTWIG G H: Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol.* 2000 May; 71 (5): 810-815
- SCHWARZ F, ROTHAMEL D, BECKER J: Influence of an Er:YAG laser on the surface structure of titanium implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003; 113 (6): 660-671
- SCHWARZ F, ROTHAMEL D, SCULEAN A, GEORG T, SCHERBAUM W, BECKER J: Effects of an Er:YAG laser and the Vector® ultrasonic system on the biocompatibility of titanium implants in cultures of human osteoblast-like cells. *Clin Oral Implants Res:* 14 (6) 784 (2003)
- SCHWARZ F, SCULEAN A, BERAKDAR M, GEORG T, REICH E, BECKER J: Clinical evaluation of an Er:YAG laser combined with scaling and root planing for non-surgical periodontal treatment. A controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol.* 2003 Jan; 30 (1): 26-34
- SEMLER R: CO<sub>2</sub>-Laser in der Zahnheilkunde, Verlag Media-Plant, 1996
- WALSH L J: Clinical evaluation of dental hard tissue applications of carbon diox-

ide lasers. *J Clin Laser Med Surg.* 1994 Feb; 12 (1): 11–15

WOOTEN C A, SULLIVAN S M, SURPURE S: Heat generation by superpulsed CO<sub>2</sub> lasers on plasma-sprayed titanium implants: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999 Nov; 88 (5): 544–548

ZEINOUN T, NAMMOUR S, DOUROV N, AFTIMOS G, LOUMANEN M: Myofibroblasts in

healing laser excision wounds. *Lasers Surg Med* 28: 74–79 (2001)

*Korrespondenzadresse:*  
Dr. med. dent. **Gérald Mettraux**  
Spezialist für Parodontologie SSO  
In Privatpraxis  
Giessereiweg 9  
CH-3007 Bern  
E-Mail: mettraux@bluewin.ch ■

## KONGRESSE / FACHTAGUNGEN



### Jahreskongress SSOS/SGDMFR

Dr. Hendrik Harnisch

*Tagungsbericht der Jahrestagung der Schweizerischen Gesellschaft für Oralchirurgie und Stomatologie (SSOS) und der Schweizerischen Gesellschaft für Dento-Maxillo-Faziale Radiologie (SGDMFR) vom 30. April bis 1. Mai 2004 im Palazzo dei Congressi in Lugano.*

#### Klinische und radiologische Diagnostik in der Oralchirurgie

Die wissenschaftliche Jahrestagung der beiden Fachgesellschaften für Oralchirurgie (SSOS) und Dento-Maxillo-Faziale Radiologie (SGDMFR) fand zum ersten Mal in Lugano/Tessin statt. Es wurden Referate zum Thema der klinischen und radiologischen Diagnostik in der Oralchirurgie durch Vertreter aller vier schweizerischen Universitäten, der Universität Graz und von Privatpraktikern gehalten (nähere Informationen siehe Tagungsprogramm). Der Kongress begann mit den Begrüßungsworten durch den Präsidenten des wissenschaftlichen Komitees der Jahrestagung PD Dr. T. von Arx, ge-



Organisator vor Ort: Dr. S. Leoncini

folgt von den Grussworten der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie durch Prof. Dr. U. J. Rother. Die Moderation der einzelnen Tagungsabschnitte übernahmen PD Dr. Thomas v. Arx, Prof. Dr. Dr. J. T. Lambrecht, Dr. M. Perrier, Prof. Dr. Dr. Nicolas Hardt, Dr. Gion Pajarola, PD Dr. Andreas Fillippi und PD Dr. Karl Dula.

*1. Kongresstag: Freitag, 30. April 2004*

#### Grusswort der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie

*Prof. Dr. Uwe J. Rother*

In seinem Grusswort betont Prof. Dr. Uwe J. Rother, dass das Fachgebiet der bildgebenden Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde heutzutage einen höheren und veränderten Stellenwert einnimmt.

So sieht sich die Röntgenologie der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde neuen Anforderungen ausgesetzt:

1. steigender Anspruch durch neue Untersuchungsverfahren (z.B. Volumentomografie)
2. steigender Anspruch durch umfassendere und komplexer gewordene Gesetzesvorschriften und die Qualitätssicherung
3. steigender Anspruch durch die Weiterentwicklung der Implantologie

Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, fordert der Referent eigenständig ausgebildete Fachleute an den Hochschulen. Abschliessend wird festgestellt, dass in der bildgebenden Diagnostik noch beachtliche Reserven liegen, die zu einem



V.l.: PD Dr. K. Dula, Prof. Dr. U. Rother und Gattin

Entwicklungsschub in der Oralchirurgie und in der allgemeinen Zahnheilkunde beitragen können.

#### Ansprüche des Oralchirurgen an die bildgebenden Verfahren

*Dr. M. Perrier*

Nach einem Rückblick in die Geschichte der Röntgenologie stellt der Vortragende fest, dass mit der zunehmenden Ausdehnung der chirurgischen Grenzen die Anforderungen an die radiologische Diagnostik gestiegen sind. Dabei gilt für jeden das Grundprinzip, mit möglichst wenig Strahlenbelastung die beste Diagnostik zu erreichen. Pearce (1984) beschreibt dies in seinem Grundprinzip ALARA (as low as reasonably achievable). Die oralchirurgische Grunduntersuchung beinhaltet in der Regel neben der klinischen Untersuchung ein Orthopantomogramm, ergänzt durch 1–2 intraorale Aufnahmen der interessierenden Region. In manchen Fällen ist es nötig, höher entwickelte bildgebende Verfahren in Anspruch zu nehmen. Dr. Perrier stellt die unterschiedlichen bildgebenden Verfahren (intraorale Röntgentechnik, Fernröntgentechnik, das Orthopantomogramm, die Tomografie, das CT-Scan, MRT) einander kritisch gegenüber. Die einzelnen bildgebenen Verfahren werden nach Kriterien wie Präzision der Darstellung, Anwendungsbereiche, Aussagekraft und Strahlenbelastung beurteilt. Die intraorale Röntgentechnik überzeugt durch ihre detailgetreue Darstellung, während das OPG die für den Oralchirurgen notwendige Übersicht der wichtigsten anatomischen Strukturen liefert. Die Fernröntgentechnik eignet sich vor allem zur Darstellung in sagittaler Richtung. Das CT-Scan findet seine Verwendung bei ausgedehnten pathologischen Läsionen, ausgedehnten Traumafällen und zur dreidimensionalen Beurteilung des Knochenangebots vor Implantationen. Ein Nachteil stellt die hohe Strahlenbelastung dar. Die MRT (Magnetresonanztomografie) eignet sich am