

# Forschung · Wissenschaft Recherche · Science

**Editor-in-chief**  
**Chefredaktor**  
**Rédacteur en chef**  
Jürg Meyer, Basel

**Editors**  
**Redaktoren**  
**Rédacteurs**  
Urs Belser, Genève  
Peter Hotz, Bern  
Heinz Lüthy, Zürich

**Assistant Editor**  
**Redaktions-Assistent**  
**Rédacteur assistant**  
Tuomas Waltimo, Basel

## **Advisory board / Gutachtergremium / Comité de lecture**

P. Baehni, Genève  
J.-P. Bernard, Genève  
C.E. Besimo, Basel  
S. Bouillaquet, Genève  
U. Brägger, Bern  
D. Buser, Bern  
M. Cattani, Genève  
B. Ciucchi, Genève  
K. Dula, Bern  
A. Filippi, Basel  
J. Fischer, Bern  
L.M. Gallo, Zürich  
R. Glauser, Zürich  
R. Gmür, Zürich  
W. Gnoinski, Zürich  
K.W. Grätz, Zürich  
Ch. Hämmerle, Zürich  
N. Hardt, Luzern  
T. Imfeld, Zürich  
K.H. Jäger, Basel

J.-P. Joho, Genève  
R. Jung, Zürich  
S. Kiliaridis, Genève  
I. Krejci, Genève  
J.Th. Lambrecht, Basel  
N.P. Lang, Bern  
T. Lombardi, Genève  
H.U. Luder, Zürich  
A. Lussi, Bern  
P. Magne, Genève  
C. Marinello, Basel  
G. Menghini, Zürich  
R. Mericske-Stern, Bern  
J.-M. Meyer, Genève  
A. Mombelli, Genève  
W. Mörmann, Zürich  
F. Müller, Genève  
G. Pajarola, Zürich  
S. Palla, Zürich  
S. Paul, Zürich

M. Perrier, Lausanne  
B. Pjetursson, Bern  
M. Ramseier, Bern  
M. Richter, Genève  
S. Ruf, Bern  
H.F. Sailer, Zürich  
J. Samson, Genève  
U.P. Saxer, Zürich  
J.-P. Schatz, Genève  
S. Scherrer, Genève  
P. Schüpbach, Horgen  
H. van Waes, Zürich  
P. Velvart, Zürich  
T. von Arx, Bern  
F. Weber, Zürich  
R. Weiger, Basel  
A. Wichelhaus, Basel  
A. Wiskott, Genève  
H.F. Zeilhofer, Basel

**The editors of *Forschung & Wissenschaft/Recherche & Science* of the *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* are deeply indebted to the following colleagues who with their meticulous work and constructive criticism have contributed in 2004 to the peer reviews:**

P. Baehni  
D. Buser  
K. Dula  
A. Filippi  
W. Gnoinski  
K. W. Graetz  
B. Guggenheim  
N. Hardt  
P. Hotz  
T. Imfeld  
J.-P. Joho

I. Krejci  
J. Th. Lambrecht  
N. P. Lang  
A. Lussi  
H. Lüthy  
A. Mombelli  
F. Müller  
B. Pjetursson  
H. F. Sailer  
H. Saner  
S. Scherrer

P. Schüpbach  
H. van Waes  
T. von Arx  
T. Waltimo  
F. Weber  
R. Weiger  
A. F. Widmer  
A. Wichelhaus  
H. F. Zeilhofer

**Publisher**  
**Herausgeber**  
**Editeur**  
Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft SSO  
Société Suisse d'Odonto-Stomatologie  
CH-3000 Bern 7

**Adresse der wissenschaftlichen Redaktion**  
Prof. Jürg Meyer  
Zentrum für Zahnmedizin  
Institut für Präventivzahnmedizin und Orale Mikrobiologie  
Hebelstr. 3  
4056 Basel

# Laser und Ultraschall in der Therapie periimplantärer Infektionen – eine Literaturübersicht

## Zusammenfassung

Für die Behandlung periimplantärer Infektionen wird neben konventionellen Therapiemethoden (mechanisch und chemisch) zunehmend der Einsatz verschiedener Lasersysteme empfohlen. Bisherige Ergebnisse kontrollierter klinischer Studien aus dem Bereich der Parodontaltherapie sowie aus der Grundlagenforschung deuten auf ein Potenzial des Er:YAG-Lasers hin. Seine Fähigkeit, subgingivale Konkremente und Zahnstein effektiv abtragen zu können, ohne thermische Effekte auf das angrenzende Gewebe auszuüben, wurde in einer Vielzahl von Studien nachgewiesen. Kürzlich wurde ebenfalls ein neues Ultraschallsystem für die Therapie parodontaler und periimplantärer Infektionen vorgestellt. Erste klinische Ergebnisse zeigten, dass beide Therapieformen die periimplantäre Wundheilung positiv beeinflussten. Das Ziel der vorliegenden Übersichtsarbeit ist, basierend auf der vorhandenen Evidenz, den Einsatz eines Er:YAG-Lasers sowie eines speziellen Ultraschallsystems im Vergleich zur konventionellen Therapiemethode bei der Behandlung periimplantärer Infektionen kritisch zu bewerten.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 1228–1235 (2004)

**Schlüsselwörter:** Periimplantitis, nichtchirurgisch, Er:YAG-Laser, Vector®-Ultraschallsystem, Biokompatibilität, Biofilm, klinische Studie

Zur Veröffentlichung angenommen: 5. Oktober 2004

FRANK SCHWARZ<sup>1</sup>, KATRIN BIELING<sup>1</sup>, ANTON SCULEAN<sup>2</sup>, MONIKA HERTEN<sup>1</sup> und JÜRGEN BECKER<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme, Westdeutsche Kieferklinik, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Deutschland

<sup>2</sup> Poliklinik für Zahnerhaltung, Sektion Parodontologie, Johannes-Gutenberg-Universität, Mainz, Deutschland

## Einleitung

Die Plaqueakkumulation nimmt einen herausragenden ätiologischen Stellenwert bei der Entstehung und Progression periimplantärer Infektionen ein, welche sich klinisch in drei verschiedenen Formen manifestiert: periimplantäre Mukositis, periimplantäre Mukosahyperplasie und Periimplantitis (BERGLUNDH et al. 1992, ERICSSON et al. 1992, LANG et al. 1993, PONTORIERO et al. 1994). Hierbei ähnelt das überwiegend gramnegative, anaerobe Keimspektrum demjenigen marginaler Parodontopathien (MOMBELLI et al. 1987). Um einer Progression der Erkrankung entgegenzuwirken, muss durch eine kausal gerichtete Therapie diese pathogene Mikroflora reduziert werden (MOMBELLI & LANG 1998). Die Entfernung subgingivaler Konkremente sowie des

## Korrespondenzadresse:

Dr. Frank Schwarz  
Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme,  
Westdeutsche Kieferklinik, Heinrich Heine Universität,  
D-40225 Düsseldorf  
Tel. +49 (0) 211 8118149, Fax +49 (0) 211 1713542  
E-Mail: info@frank-schwarz.de

bakteriellen Biofilms von Titanimplantaten wird durch verschiedenste Implantatoberflächenmodifikationen deutlich erschwert (QUIRYNEN et al. 1996). Zur rein mechanischen Belagentfernung stehen heutzutage Plastik- oder Titanküretten, speziell modifizierte Arbeitssenden für Ultraschallsysteme sowie Pulverstrahlgeräte zur Verfügung (AUGTHUN et al. 1998, FOX et al. 1990, PARHAM et al. 1989). Als Nachteile dieser Therapieformen sind jedoch die nur unzureichende Reinigungsmöglichkeit der texturierten Implantatoberfläche sowie die Gefahr einer Emphysembildung beim Einsatz von Pulverstrahlgeräten zu nennen (AUGTHUN et al. 1998, FOX et al. 1990, VAN DE VELDE et al. 1991). Als weiterer Nachteil konventioneller Ultraschallsysteme ist neben der Hitzeentwicklung an der Arbeitsspitze bei unzureichender Kühlung (NICOLL & PETERS 1998) die bei der Behandlung auftretende Aerosolbildung kritisch zu bewerten (HOLBROOK et al. 1978). Um einige dieser Probleme zu umgehen, wurde kürzlich ein modifiziertes Ultraschallsystem (Vector®-System, Dürr, Bietigheim Bissingen, Deutschland) entwickelt, mit welchem eine vertikale Schwingung des Arbeitssendes bei einer Frequenz von 25 kHz möglich ist. In einer ersten klinischen Untersuchung wurden bei der nichtchirurgischen Parodontaltherapie nach sechs Monaten vergleichbare Attachmentgewinne wie nach handinstrumentellem Scaling und Wurzelglätten erzielt (SCULEAN et al. 2004b). Die Entwicklung spezieller Polycarbonat- und Polyether-Etherketon-Fasertippen soll auch eine schonende und zugleich effektive Instrumentierung von Implantatoberflächen ermöglichen. Bei der Therapie fortgeschrittener periimplantärer Infektionen konnte durch den adjuvanten Einsatz lokaler Antiseptika und/oder Antibiotika in vielen Fällen eine zusätzliche Verbesserung der klinischen Situation erreicht werden (MOMBELLI & LANG 1992, SCHENK et al. 1997). Bei refraktären periimplantären Infektionen mit progredientem Knochenabbau zeigten auch chirurgische Massnahmen (GBR) sowie systemische Antibiotikagabe gute klinische Resultate (ERICSSON et al. 1996, PERSSON et al. 1996). Dagegen ist bei röntgenologisch schüsselförmigen Defekten mit chronisch progredientem Knochenabbau und erhöhten Entzündungsparametern nach der Initialbehandlung ein chirurgisch-resektives Vorgehen meist unumgänglich (DEPPE 2003). Neben den konventionellen Therapieansätzen wird neuerdings auch der Einsatz verschiedener Lasersysteme zur Dekontamination von Implantatoberflächen empfohlen (DEPPE et al. 2000, KREISLER et al. 2002b, OYSTER et al. 1995, ROMANOS et al. 2000). In diesem Zusammenhang steht insbesondere das bakterizide Potenzial des Lasers auf pathogene Mikroorganismen im Vordergrund (ANDO et al. 1996, FOLWACZNY et al. 2002, KREISLER et al. 2002a). Um eine Überwärmung der Implantatoberfläche und somit des angrenzenden Knochenlagers zu vermeiden, sollten jedoch nur Wellenlängen zum Einsatz kommen, die eine minimale Absorption in Titan aufweisen (RECHMANN et al. 2000). Nach Bestrahlung mit einem CO<sub>2</sub>-, Dioden- oder Er:YAG-Laser konnte, in Abhängigkeit von der Behandlungsdauer sowie den Energieeinstellungen, eine schonende Instrumentierung der Implantatoberfläche durchgeführt werden (KREISLER et al. 2002b, RECHMANN et al. 2000, ROMANOS et al. 2000). Die Anwendung eines Nd:YAG-Lasers führte dagegen zu deutlichen Aufschmelzungen der Implantatoberfläche, welche einen Einsatz dieser Wellenlänge in dieser Indikation als sehr kritisch erscheinen lassen (ROMANOS et al. 2000). Da die Therapie periimplantärer Infektionen kausal gerichtet ist, kommt primär der Entfernung des bakteriellen Biofilms eine übergeordnete Bedeutung zu. Bei der Parodontaltherapie konnte bereits gezeigt werden, dass von allen derzeit verfügbaren Lasersystemen lediglich mit dem Er:YAG-Laser ein schonender Abtrag subgingivaler Konkre-

mente von der Wurzeloberfläche möglich ist (AOKI et al. 1994, EBERHARD et al. 2003, SCHWARZ et al. 2001a, 2003d, 2003e). Dies führte in kontrollierten klinischen Studien zu einem signifikanten Attachmentgewinn (SCHWARZ et al. 2001b, 2003d), welcher über einen bisherigen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren erhalten werden konnte (SCHWARZ et al. 2003f). Dagegen führte die Anwendung eines Diodenlasers zu keiner Abtragung subgingivaler Konkremente von parodontal erkrankten Wurzeloberflächen (SCHWARZ et al. 2003d). Für den CO<sub>2</sub>-Laser fehlen bisher geeignete optische Systeme, um den Laserstrahl in den periimplantären Bereich ohne Bildung eines Mukoperiostlappens führen zu können. Der klinische Einsatz der Dioden- und CO<sub>2</sub>-Laser erfolgt daher als adjuvante therapeutische Massnahme, häufig im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs nach Bildung eines Mukoperiostlappens und erfolgter Entfernung des Biofilms und Granulationsgewebes mit konventionellen Methoden (BACH et al. 2000, DEPPE et al. 2001, 2003). In einer tierexperimentellen Untersuchung führte die CO<sub>2</sub>-Laser-assistierte Dekontamination von Implantatoberflächen zu einer histologisch nachweisbaren Knochenreapposition, welche auf ein hohes Potenzial dieser Therapiemethode schliessen lässt (DEPPE et al. 2001). Dennoch scheint dieses therapeutische Vorgehen nur in Fällen mit weit fortgeschrittenem periimplantärem Knochenverlust sinnvoll zu sein. Um jedoch eine Therapie bereits im Initialstadium periimplantärer Infektionen zu ermöglichen, wurde für den Er:YAG-Laser eine spezielle kegelstumpfförmige Faser mit axialem und radialem Strahlungsmuster entwickelt, die eine nichtchirurgische Instrumentierung auch schraubenförmiger Implantatoberflächen ermöglichen soll.

Nachfolgend werden alle derzeit verfügbaren wissenschaftlichen Ergebnisse sowohl aus experimentellen als auch klinischen Untersuchungen zum Einsatz des Er:YAG-Lasers sowie des Vector®-Ultraschallsystems zur Behandlung periimplantärer Infektionen im Vergleich zu konventionellen Therapieansätzen aufgeführt und kritisch bewertet.

## Vorstellung der nachfolgend untersuchten Therapiemöglichkeiten

### Er:YAG-Lasersystem

Der Er:YAG-Laser wurde bereits im Jahr 1975 von ZHARIKOV et al. (1975) als Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 2,940 nm im nahen bis mittleren Infrarotbereich vorgestellt. Die Besonderheit dieser Wellenlänge liegt in der Tatsache, dass sie mit der maximalen Absorption in Wasser übereinstimmt, d.h. die charakteristische Absorption des Er:YAG-Lasers in Wasser ist ungefähr 15-mal grösser als die des CO<sub>2</sub>-Lasers und gar 20 000-mal grösser als die des Nd:YAG-Lasers (WALSH & CUMMINGS 1994, WALSH et al. 1989). Der Abtrag (Ablation) entsteht dadurch, dass der Anteil des im Gewebe enthaltenen Wassers bei Absorption von kurzen Laserpulsen einen sprungartigen Übergang vom flüssigen in den dampfförmigen Aggregatzustand erfährt. Begleitet durch die schnelle Expansion des Wassers entsteht hierbei kurzzeitig ein genügend hoher Druck, um Gewebesubstanz in gewünschter Weise abzutragen (HIBST & KELLER 1989, KELLER & HIBST 1989). Die zur Ablation benötigte Energie wird demnach nicht von der Verdampfungswärme der höher schmelzenden Gewebesubstanz bestimmt, sondern durch die bei weitem viel niedriger liegende Verdampfungswärme des Wassers. Neben der hohen Absorption seiner Wellenlänge in Wasser weisen insbesondere auch OH-Gruppen als Bestandteil von Hydroxylapatit eine relativ hohe Absorption im Bereich von 2,940 nm auf, obwohl sich deren Maximum im Bereich von rund 2,800 nm

befindet (FEATHERSTONE 2000). Diese physikalischen Eigenschaften erweitern das theoretische Indikationsspektrum des Er:YAG-Lasers neben der Bearbeitung von Weichgewebe auch auf eine Abtragung von Zahnhartgewebe (z. B. Kariesentfernung, Kavitätenpräparation; SULEWSKI 2000). Die hohe Absorption seiner spezifischen Wellenlänge in Wasser minimiert daneben die thermischen Nebenwirkungen im angrenzenden Gewebe. Für alle nachfolgenden experimentellen sowie klinischen Untersuchungen wurde ein Er:YAG-Laser (KEY II/III®, 1242/1243, KaVo, Biberach, Deutschland) (ERL) mit einer Wellenlänge von 2,94  $\mu\text{m}$  und einer Pulsdauer von 250 ns zum Einsatz gebracht. Die Instrumentierung der Implantatoberflächen erfolgte unter Verwendung eines speziell für die Parodontaltherapie entwickelten Handstücks (P2051/ P2061, KaVo, Biberach, Deutschland), sowie einer kegelstumpfförmigen Quarz-Glas-Faser (Durchmesser: Zylinder 1 mm; konische Spitze 0,5 mm) mit axialem und radialen Strahlungsmuster. Bei einer Geräteeinstellung von 100 mJ lässt sich eine Energiedichte von 12,7  $\text{Jcm}^{-2}$  errechnen. Um einen bestmöglichen Schutz der Augen zu gewährleisten, wurden vom Patienten, der Assistenz und dem Behandler während der gesamten Behandlungszeit mit dem Laser die vom Gesetzgeber vorgeschriebenen Schutzbrillen mit Filterwirkung (L4) getragen.

### Vector®-Ultraschallsystem

Zum Einsatz kam ein spezielles Ultraschallsystem (Vector®-System, Dürr Dental, Bietigheim Bissingen, Deutschland; VUS) unter Einsatz zweier verschiedener, speziell für die Instrumentierung von Implantatoberflächen entwickelten, Arbeitsspitzen (Polykarbonat- sowie Polyether-Etherketon[PEEK]-Fasern, Dürr Dental, Bietigheim Bissingen, Deutschland). Die Reinigungswirkung und Infektionsbekämpfung basieren beim Vector®-System auf Ultraschallwellen und ihrer besonderen Richtungsgebung. Im Handstück erzeugt der Motor Schwingungen (25 kHz), die über einen ringförmigen Resonanzkörper auf die Instrumentenachse umgelenkt werden. Auf Grund der dadurch initiierten linearen Instrumentenbewegung kommt es weder zu Taumelbewegungen und mechanischen Vibrationen, noch entstehen die bei anderen Ultraschallinstrumenten üblichen Schwingungsknoten. Die Energie der Arbeitsspitze wird über eine an ihm haftende Wasserhülle schonend in die Tasche übertragen. Das Wasser wird dabei nicht als Aerosol vom Instrument versprüht, sondern durch die lineare Ultraschallbewegung dynamisiert und kontinuierlich um das Instrument herumgespült. Der pulsierende Wasserstrahl umspült das Instrument und soll somit die Entfernung von Konkrementen und Endotoxinen erleichtern (HAHN 2000). Die Behandlung erfolgte unter kontinuierlicher Zufuhr eines vom Hersteller empfohlenen polierenden Fluids mit Hydroxylapatit-Partikeln ( $< 10 \mu\text{m}$ ) zum glättenden Arbeiten (Vector® Fluid Polish, Dürr Dental, Bietigheim Bissingen, Deutschland).

### Handinstrumente

Zum Einsatz kamen konventionelle Plastikküretten (Straumann, Waldenburg, Schweiz) in Kombination mit lokaler antiseptischer Spülung mit Chlorhexidindigluconat 0,2% (Corsodyl®, Glaxo-SmithKline Consumer Healthcare, Bühl, Deutschland; PC).

### Einfluss auf die Morphologie und Biokompatibilität von Titanimplantaten

Erste mikromorphologische Veränderungen nach Bestrahlung mit einem ERL bei einem Fokusabstand von 20 mm konnten bei

sandgestrahlten und säuregeätzten Oberflächen (SLA) sowie Titan-Plasma-Beschichtungen (TPS) bereits ab einer Energiedichte von 7  $\text{Jcm}^{-2}$  beobachtet werden (RECHMANN et al. 2000). Unter Verwendung einer kegelstumpfförmigen Faserspitze wurden bei TPS-Oberflächen erste thermische Schäden jedoch erst ab Energiedichten von 8,9  $\text{Jcm}^{-2}$  festgestellt (KREISLER et al. 2002b). Die Führung der Faser erfolgte hierbei im kontaktlosen Modus ohne Wasserkühlung in einem Anstellwinkel von 90 Grad zur Implantatoberfläche. Dagegen zeigten SLA-Oberflächen erste thermische Veränderungen bei Energiedichten von 11,2  $\text{Jcm}^{-2}$ , Hydroxylapatit-beschichtete Implantate (HA) bei Energiedichten von 17,8  $\text{Jcm}^{-2}$  und strukturpolierte Implantatoberflächen (MP) bei Energiedichten von 28  $\text{Jcm}^{-2}$  (KREISLER et al. 2002b). Unter Verwendung einer Wasserkühlung und parallelen Führung der Faser in Kontakt zur Implantatoberfläche konnte eine Instrumentierung von SLA-, TPS-, HA- und MP-Oberflächen bei Energiedichten von 12,7  $\text{Jcm}^{-2}$  durchgeführt werden. Die Morphologie und Struktur der bestrahlten Implantatoberflächen zeigten rasterelektronenmikroskopisch keine Unterschiede im Vergleich zu unbehandelten Kontrollimplantaten. Im Gegensatz hierzu hinterliess die Polykarbonat-Faser beim Einsatz des VUS deutlich erkennbare Unrauigkeiten sowie Materialrückstände auf der Implantatoberfläche (SCHWARZ et al. 2003a). Um eine Aussage über die Biokompatibilität der Implantatoberflächen treffen zu können, wurden alle bestrahlten und unbestrahlten Implantatkörper für sieben Tage in Kulturen humaner Osteosarkom-Zellen (SaOs-2-Osteoblasten) inkubiert. Die Implantate der Test- (ERL, VUS) und Kontrollgruppen zeigten vergleichbare interindividuelle Unterschiede bezüglich der mittleren Zellzahlen pro  $\text{mm}^2$  in der Reihenfolge SLA>TPS>MP>HA. Daneben ergab die Bewertung der Zellmorphologie keinen Hinweis auf eine mögliche negative Beeinflussung der Biokompatibilität verschieden beschichteter Implantatoberflächen durch Bestrahlung mit einem ERL (Abb. 1). Im Gegensatz hierzu führten die Rückstände der Polykarbonat-Faser des VUS-Systems zu einer signifikanten Abnahme der Zellproliferation (Abb. 2; SCHWARZ et al. 2003a). Beim Einsatz der PEEK-Faser auf SLA-Implantatoberflächen konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede bezüglich der mitochondrialen Aktivität humaner SaOs-2-Osteoblasten zwischen VUS und ERL beobachtet werden (unveröffentlichte Daten). In experimentellen In-vitro-Untersuchungen

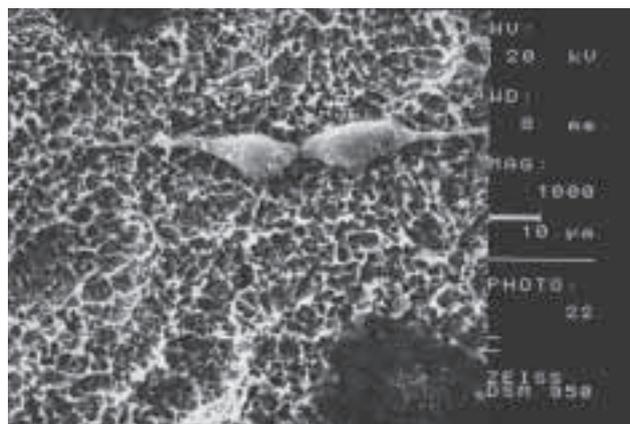


Abb. 1 SLA-Oberfläche nach Bestrahlung mit einem Er:YAG-Laser (12,7  $\text{Jcm}^{-2}$ ) und siebentägiger Inkubation mit humanen SaOs-2-Osteoblasten. Flache Anlagerung der Zellen auf der Implantatoberfläche und deutliche Ausbildung von Zytoplasmaausläufern als Zeichen einer hohen Biokompatibilität.

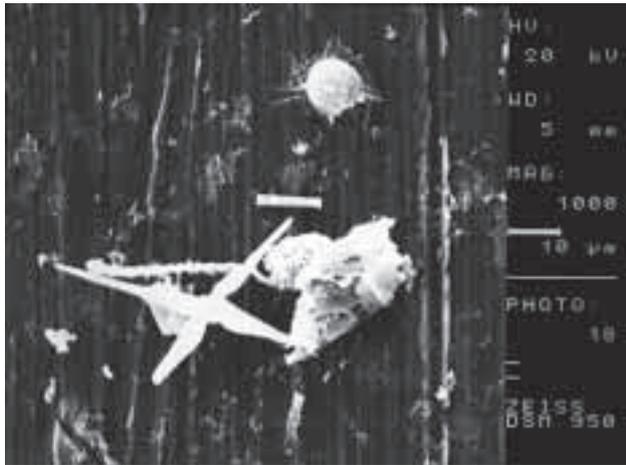


Abb. 2 Maschinenpolierte Implantatoberfläche nach Instrumentierung mit dem Vector®-Ultraschallsystem unter Verwendung einer Polykarbonatfaser und siebentägiger Inkubation mit humanen SaOs-2-Osteoblasten. Faserreste hatten einen zytotoxischen Effekt auf die Zellproliferation.

wurde ebenfalls bestätigt, dass der Einsatz von Plastikküretten keinen negativen Einfluss auf die Oberflächenmorphologie verschieden beschichteter Titanimplantate hat (FOX et al. 1990, MENGEL et al. 1998).

### Einfluss auf die Temperaturerhöhung des Implantatkörpers

Da thermische Nebenwirkungen im angrenzenden Knochenlager während des therapeutischen Eingriffs generell zu vermeiden sind, ist eine Erwärmung der Implantatoberfläche über 47 °C als kritisch zu bewerten. Diese Temperaturschwelle wurde während der Bestrahlung mit einem ERL unter Verwendung der kegelförmigen Faser in vitro bei Energieeinstellungen von 60 bis 120 mJ (10 Hz) und einer Behandlungsdauer von 120 Sekunden deutlich unterschritten (KREISLER et al. 2002c). Auf Grund der radialen Strahlungskomponente der kegelförmigen Faser führt die Bestrahlung der Implantatoberfläche jedoch unweigerlich auch zu einer Bestrahlung des angrenzenden Knochenlagers. Dies führte in einer In-vitro-Untersuchung bei einer Geräteeinstellung von 100 mJ zu einer signifikanten Abnahme der mitochondrialen Aktivität humaner SaOs-2-Osteoblasten. Durch eine Anpassung der Energieeinstellungen sowie des Abstandes von der Faser zum Knochen wurde dieser negative Effekt jedoch ausgeglichen (SCHWARZ et al. 2004b). Bisher existieren keine Daten aus experimentellen Untersuchungen, die eine Aussage über die Temperaturerhöhung der Implantatoberfläche nach Instrumentierung mit dem VUS zulassen. Eine Überwärmung der Titanoberfläche ist beim Einsatz konventioneller Plastikküretten nicht zu erwarten.

### Bakterizides Potenzial auf texturierten Implantatoberflächen

Die Ergebnisse experimenteller In-vitro-Untersuchungen deuten auf ein bakterizides Potenzial des Er:YAG-Lasers auch auf Implantatoberflächen hin (KREISLER et al. 2002a, 2004). Hierbei wurden mit *Streptococcus sanguis* kontaminierte SLA-, TPS- und HA-Titanoberflächen bei Energieeinstellungen von 60 und 120 mJ (10 Hz) für 60 Sekunden ohne Wasserkühlung gleich-

mässig bestrahlt. Die unbestrahlten Kontrollgruppen wiesen nachfolgende Keimbesiedlung (log) auf: SLA:  $6,38 \times 10^4$ ; TPS:  $6,25 \times 10^5$ ; HA:  $2,73 \times 10^5$ . Nach Bestrahlung bei einer Energieeinstellung von 60 mJ ergab sich nachfolgende Keimbesiedlung (log): SLA:  $3,13 \times 10^2$ ; TPS:  $2,50 \times 10^3$ ; HA:  $4,38 \times 10^3$  ( $p < 0,001$ , respektive). Durch eine Erhöhung der Energieeinstellung auf 120 mJ konnte eine im Vergleich zu 60 mJ signifikant höhere Keimreduktion (log) erzielt werden: SLA:  $5,00 \times 10^1$ ; TPS:  $3,88 \times 10^2$ ; HA:  $4,12 \times 10^2$  ( $p < 0,001$ , respektive). Eine vollständige Keimreduktion war jedoch in beiden Gruppen nicht möglich. Bei diesen Energieeinstellungen konnten weder übermäßige Temperaturerhöhungen (<47 °C), noch thermisch bedingte Veränderungen der Implantatoberflächen beobachtet werden, welche neben der Laserstrahlung einen zusätzlichen Effekt auf die Keimreduktion hätten haben können (KREISLER et al. 2002a). Weiterhin konnten mittels *Porphyromonas gingivalis* kontaminierte SLA-Titanscheiben sowohl mit einem Er:YAG-Laser (60 mJ/Puls, 10 Hz) als auch mit einem konventionellen Pulverstrahlgerät effektiv dekontaminiert werden (KREISLER et al. 2004). In beiden Gruppen war die Biokompatibilität der behandelten Titanscheiben im Vergleich zur sterilen Kontrollgruppe nicht signifikant reduziert. Eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zeigte wiederum, dass die Implantatoberfläche nach Er:YAG-Lasertherapie nicht negativ beeinflusst wurde, wohingegen das Pulverstrahlgerät deutliche morphologische Veränderungen hinterliess (KREISLER et al. 2004).

Bisher existieren keine Daten aus experimentellen Untersuchungen, die eine Aussage über das bakterizide Potenzial von VUS oder PC auf strukturierten Implantatoberflächen zulassen. Das bakterizide Potenzial eines ERL und des VUS unter In-vivo-Bedingungen ist derzeitiger Gegenstand klinischer Untersuchungen.

### Entfernung bakterieller Biofilme von texturierten Implantatoberflächen

Vorhergehende In-vitro-Untersuchungen zeigten, dass eine Entfernung subgingivaler Konkrementen von parodontal erkrankten Wurzeloberflächen mit dem Er:YAG-Laser ab einer Energiedichte von 10,6 J/cm<sup>2</sup> möglich ist (AOKI et al. 1994). Erste klinische Fallberichte weisen auch auf ein Potenzial des Er:YAG-Lasers zur effektiven Entfernung bakterieller Biofilme von Titanimplantaten hin (SCHWARZ et al. 2003c). Hierbei wurden sechs von insgesamt acht nicht erhaltungswürdigen Implantaten (TPS) vor der Explantation mit einem Er:YAG-Laser bei einer Energieeinstellung von 100 mJ und 10 Hz bestrahlt (12,7 J/cm<sup>2</sup>). Die Auswertung erfolgte anhand rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen. Auf beiden Implantaten der Kontrollgruppe waren flächenhafte Konkrementablagerungen bis auf Höhe der ehemaligen Rest-Osseointegrationsgrenze erkennbar. Im Gegensatz hierzu waren fünf Implantate der Testgruppe weitestgehend frei von Konkrementen. Es zeigten sich jedoch kleine Areale residualer Auflagerungen insbesondere im Bereich der Gewindegänge von Schraubenimplantaten (Abb. 3). Auf einem Hohlzylinderimplantat waren gar flächenhafte Konkrementablagerungen nachweisbar. Es konnten wiederum keine thermischen Veränderungen der Oberflächenstruktur, wie Aufschmelzungen oder Kraterbildungen, nach Bestrahlung mit dem Er:YAG-Laser nachgewiesen werden (SCHWARZ et al. 2003c). Neben der Entfernung des Biofilms von der Implantatoberfläche kommt auch der Eukleation des Granulationsgewebes aus dem periimplantären Knochendefekt eine grosse therapeutische Bedeutung zu. Die Ergebnisse einer klinischen Untersuchung

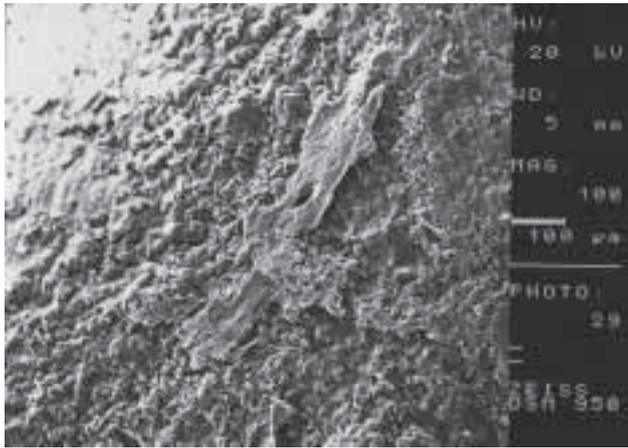


Abb. 3 SLA-Implantatoberfläche mit residualen Konkrementen nach Bestrahlung mit einem Er:YAG-Laser ( $12,7 \text{ J/cm}^2$ ) unter klinischen Bedingungen ( $\times 100$ ).

konnten zeigen, dass im Rahmen der chirurgischen Parodontaltherapie eine suffiziente Ablation des Granulationsgewebes aus intraossären Defekten mit einem ERL möglich ist (SCULEAN et al. 2004a). Ein erster Vergleich der Effektivität von ERL, VUS und PC bei der Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von SLA-Implantatoberflächen bestätigte diese Beobachtungen. Die morphometrische Bestimmung der prozentualen Verteilung residualer Plaqueareale nach Instrumentierung zeigte nachfolgendes Ergebnis: PC ( $61,08 \pm 11,15$ ) > VUS ( $36,79 \pm 4,46$ ;  $P < 0,001$ ) > ERL ( $5,78 \pm 5,13$ ;  $P < 0,001$ ). Bei allen Therapiemethoden führte das Vorhandensein residualer Plaque-Biofilme jedoch zu einer signifikanten Abnahme der mitochondrialen Aktivität humaner SaOs-2-Osteoblasten im Vergleich zur nichtkontaminierten sowie unbehandelten Kontrollgruppe (unveröffentlichte Daten unserer Arbeitsgruppe; Abb. 4a–c).

### Ergebnisse prospektiver, kontrollierter klinischer Studien

Vorläufige Daten einer prospektiven, randomisierten, kontrollierten klinischen Studie zur Bewertung der periimplantären Heilung nach nichtchirurgischer Therapie mit einem ERL zeigen interessante Ergebnisse (SCHWARZ et al. 2004a). Es wurden von insgesamt 20 Patienten, mit fortgeschrittenen periimplantären Entzündungen randomisiert, jeweils zehn Patienten mit 15 Implantaten (SLA, TPS) entweder mit einem ERL unter Verwendung einer kegelstumpfförmigen Faserspitze (100 mJ, 10 Hz) oder mit Plastikküretten und adjuvanter Chlorhexidindigluconat-Spülung (0,2%) behandelt. In der Lasergruppe erfolgte die Führung der Faser unter Wasserkühlung jeweils in zirkulärer Richtung von koronal nach apikal um die Implantate ( $12,7 \text{ J/cm}^2$ ). Das Vorhandensein subgingivaler Konkreme konnte mit Hilfe einer Parodontalsonde (PCP12, Hu-Friedy, Deutschland) ertastet werden. Nach drei und sechs Monaten führten beide Therapieformen zu einer signifikanten Reduktion der Blutung auf Sondierung (BOP), welche jedoch in der Lasergruppe signifikant höher war (Abb. 5a–c). Beide Gruppen zeigten eine signifikante Reduktion der Sondierungstiefen sowie klinischen Attachmentgewinn nach drei und sechs Monaten. Die grössten Verbesserungen wurden an Stellen mit initial hohen Sondierungstiefen beobachtet. Der Unterschied zwischen beiden Gruppen war statistisch jedoch nicht signifikant. In der Kontrollgruppe wurde ein Patient mit zwei Implantaten auf Grund

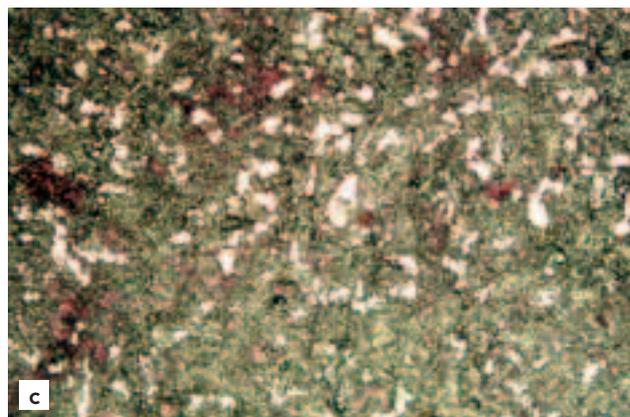
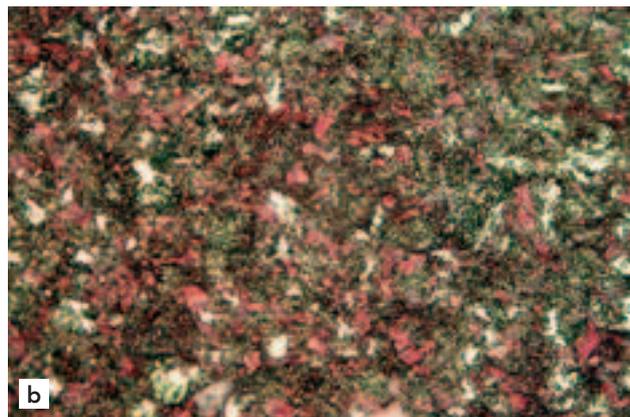
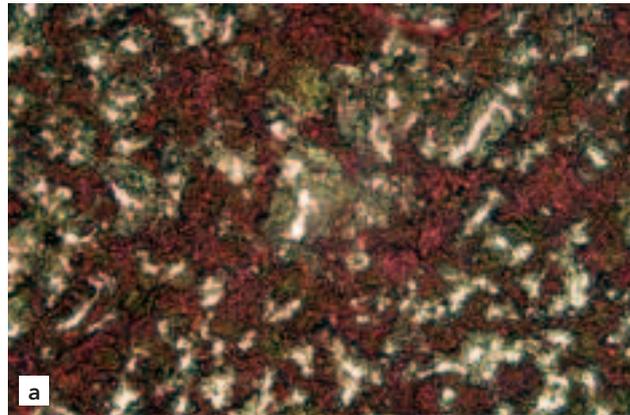


Abb. 4 Residualer Plaque-Biofilm (rot angefärbt mit Erythrosin) auf einer SLA-Implantatoberfläche nach Instrumentierung mit: a) Plastikküretten, b) Vector®-Ultraschallsystem, c) Er:YAG-Laser

persistierender putrider Sekretion nach acht Wochen aus der Untersuchung ausgeschlossen. In einer weiteren prospektiven, randomisierten, kontrollierten klinischen Studie wurde die Wirksamkeit des VUS mit der von konventionellen Karbonküretten verglichen (KARRING & KARRING 2004). Die Untersuchung umfasste elf Patienten mit jeweils mindestens zwei Implantaten, die von einer fortgeschrittenen Periimplantitis betroffen waren. Bei allen Implantaten betrug die Sondierungstiefe jeweils mindestens fünf Millimeter bei positivem BOP und zirkulärem Knochenverlust von mindestens 1,5 mm. Bei allen Probanden kamen im Split-Mouth-Design beide Verfahren zum Einsatz. Beide Behandlungsmethoden führten nach drei und sechs Monaten zu

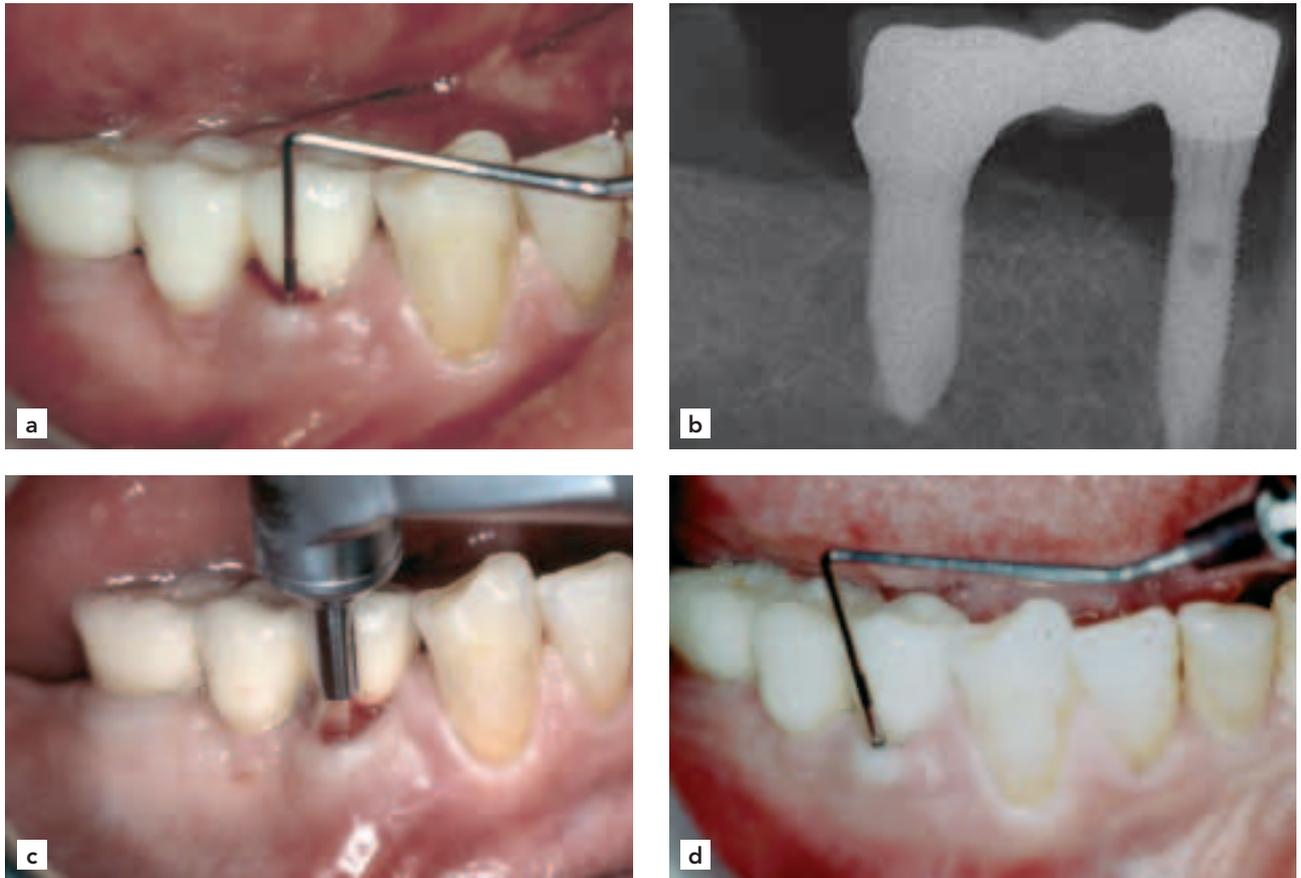


Abb. 5 a) Periimplantitis an Implantat regio 44: Sondierungstiefe 8 mm, Blutung auf Sondierung und leicht putride Sekretion. b) Röntgenologisch war am Implantat regio 044 ein schüsselförmiger Knochenabbau zu erkennen. c) Die Führung der kegelförmigen Faserspitz erfolgte unter Kontakt von apikal nach koronal in semizirkulären Bahnen parallel zur Implantatachse. d) Zustand sechs Monate nach Therapie: Sondierungstiefe 6 mm bei entzündungsfreien periimplantären Verhältnissen.

einer signifikanten Reduktion der Blutung auf Sondierung (BOP), welche jedoch in der VUS-Gruppe signifikant höher war. Beide Therapiegruppen zeigten eine signifikante Reduktion der Sondierungstiefen sowie klinischen Attachmentgewinn nach drei und sechs Monaten (KARRING & KARRING 2004).

### Schlussfolgerungen

Auf Grundlage der bisherigen Untersuchungen zum Einsatz des ERL und VUS bei der Therapie periimplantärer Infektionen muss von einem routinemässigen Einsatz derzeit abgeraten werden. Obwohl die ersten experimentellen und klinischen Ergebnisse viel versprechend sind, müssen die genauen Effekte dieser Therapieansätze auf die periimplantäre Gewebeheilung histologisch untersucht und anhand eines grösseren Patientenkollektivs bestätigt werden. Weiterhin erschwert eine Vielzahl derzeit auf dem Markt befindlicher Implantattypen- und Oberflächenmodifikationen eine Verallgemeinerung der bisherigen Ergebnisse.

Folgende Schlussfolgerungen können gezogen werden:

- Unter In-vitro-Bedingungen führte eine Bestrahlung von SLA-, TPS-, HA- und MP-Oberflächen mit einem ERL unter Verwendung einer kegelförmigen Faserspitz bei einer Energiedichte von  $12,7 \text{ J/cm}^2$  nicht zu thermischen Veränderungen der Implantatoberfläche. Die Biokompatibilität der bestrahlten Titanimplantate (SLA, TPS, HA, MP) wurde unter diesen Bedingungen nicht negativ beeinflusst.

- Für die Instrumentierung von strukturierten Implantatoberflächen mit dem VUS sollte die PEEK-Arbeitsspitze gegenüber der Polykarbonatfaser bevorzugt werden.
- Konventionelle Plastikküretten führen nicht zu einer morphologischen Veränderung strukturierter Implantatoberflächen.
- Der ERL besitzt bei Geräteeinstellungen von 60 bis 120 mJ (10 Hz) ein hohes bakterizides Potenzial auf kontaminierten Implantatoberflächen (SLA, TPS, HA) in vitro.
- Bisher existieren keine Daten aus experimentellen In-vitro-Untersuchungen, die eine Aussage über das bakterizide Potenzial von VUS oder PC auf kontaminierten Implantatoberflächen zulassen.
- Bisher existieren keine Daten aus In-vivo-Untersuchungen, die eine Aussage über das bakterizide Potenzial von ERL, VUS oder PC im Rahmen der Behandlung perimukosärer- oder periimplantärer Infektionen zulassen.
- Eine Bestrahlungsdauer mit einem ERL von 120 Sekunden bei Geräteeinstellungen von 60 bis 120 mJ (10 Hz) führte unter In-vitro-Bedingungen nicht zu einer kritischen Temperaturerhöhung im angrenzenden Knochenlager.
- Bisher existieren keine Daten aus experimentellen In-vitro-Untersuchungen, die eine Aussage über die Temperaturerhöhung der Implantatoberfläche nach Instrumentierung mit dem VUS zulassen.
- Eine Überwärmung der Titanoberfläche ist beim Einsatz konventioneller Plastikküretten nicht zu erwarten.

- Die effektivste Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von SLA-Implantatoberflächen war unter In-vitro-Bedingungen mit einem ERL, gefolgt von VUS und PC, möglich.
- Erste klinische Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Einsatz sowohl eines ERL als auch des VUS bei der Behandlung periimplantärer Infektionen zu einer signifikant höheren Reduktion der BOP führt als eine Behandlung mit konventionellen Handinstrumenten und adjuvanter Chlorhexidindigluconat-Spülung.

## Verdankung

Einige der hier vorgestellten Untersuchungen wurden von der Arbeitsgemeinschaft für Kieferchirurgie innerhalb der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde im Rahmen der Forschungsförderung unterstützt.

## Summary

SCHWARZ F, BIELING K, SCULEAN A, BECKER J: **Treatment of peri-implantitis with laser or ultrasonic device. A review of the literature** (in German). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 114: 128–1235 (2004)

In addition to conventional treatment modalities (mechanical and chemical), the use of different lasers has been increasingly proposed for the treatment of peri-implantitis. Results from both controlled clinical and basic studies have pointed to the high potential of an Er:YAG-laser. Its excellent ability to effectively ablate dental calculus without producing major thermal side-effects to adjacent tissue has been demonstrated in numerous studies. Recently, a new ultrasonic device has been used for the treatment of periodontal and peri-implantitis infections. Preliminary clinical data indicate that treatment with both treatment procedures may positively influence peri-implant healing. The aim of the present review paper is to evaluate, based on the available evidence, the use of an Er:YAG-laser and a newly introduced ultrasonic device for treatment of peri-implantitis in comparison to a conventional treatment approach.

## Résumé

Pour le traitement d'infections péri-implantaires, l'utilisation de différents systèmes au laser est de plus en plus recommandée à côté des méthodes de thérapie conventionnelles (mécaniques et chimiques). Les récents résultats d'études cliniques contrôlées ainsi que de recherches fondamentales soulignent le gros potentiel du laser Er:YAG. Son excellente capacité à éliminer le tartre sans produire d'effets thermiques sur les tissus adjacents a été démontrée dans de nombreuses études. Dernièrement un nouveau dispositif à ultrasons a été présenté pour la thérapie d'infections parodontales et péri-implantaires. Les premiers résultats démontrent que les deux techniques de thérapie peuvent influencer la guérison péri-implantaire de façon positive. Le but du présent travail de revue de la littérature est d'évaluer de manière critique l'emploi d'un laser Er:YAG et d'un système à ultrasons spécial pour le traitement d'infections péri-implantaires, en comparaison avec la méthode de thérapie conventionnelle.

## Literaturverzeichnis

ANDO Y, AOKI A, WATANABE H, ISHIKAWA I: Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med* 19: 190–200 (1996)

- AOKI A, ANDO Y, WATANABE H, ISHIKAWA I: In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an erbium:YAG laser. *J Periodontol* 65: 1097–1106 (1994)
- AUGHUN M, TINSCHERT J, HUBER A: In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 69: 857–864 (1998)
- BACH G, NECKEL C, MALL C, KREKELER G: Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent* 9: 247–251 (2000)
- BERGLUNDH T, LINDHE J, MARINELLO C, ERICSSON I, LILJENBERG B: Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 3: 1–8 (1992)
- DEPPE H: Diagnostik und Therapie periimplantärer Infektionen. In: Horch H H (Ed): *Zahnärztliche Chirurgie, Praxis der Zahnheilkunde*. Urban&Fischer, München, 273–291 (2003)
- DEPPE H, HORCH H H, DONATH K, HIERMER T, HENKE J: Experimentelle Untersuchungen zur Laser-assistierten Periimplantitistherapie. *Z Zahnärztl Impl* 15: 97 (2000)
- DEPPE H, HORCH H H, HENKE J, DONATH K: Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 659–667 (2001)
- DEPPE H, HORCH H H, WANGENPFEL S: CO<sup>2</sup>-Laser-assistierte versus konventionelle Implantat-Dekontamination. *Z Zahnärztl Impl* 19 (2003)
- EBERHARD J, EHLERS H, FALK W, ACIL Y, ALBERS H K, JEPSEN S: Efficacy of subgingival calculus removal with Er:YAG laser compared to mechanical debridement: an in situ study. *J Clin Periodontol* 30: 511–518 (2003)
- ERICSSON I, BERGLUNDH T, MARINELLO C, LILJENBERG B, LINDHE J: Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 3: 99–103 (1992)
- ERICSSON I, PERSSON L G, BERGLUNDH T, EDLUND T, LINDHE J: The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 7: 320–328 (1996)
- FEATHERSTONE J D B: Caries detection and prevention with laser energy. *Dent Clin North Am* 44: 955–969 (2000)
- FOLWACZNY M, MEHL A, AGGSTALLER H, HICKEL R: Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study. *J Clin Periodontol* 29: 73–78 (2002)
- FOX S C, MORIARTY J D, KUSY R P: The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. *J Periodontol* 61: 485–490 (1990)
- HAHN R: Die Vector-Methode: Klinische Anwendung und wissenschaftliche Grundlagen. *Parodontologie 1 (Spec. Issue)*: 1–7 (2000)
- HIBST R, KELLER U: Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 9: 338–344 (1989)
- HOLBROOK W P, MUIR K F, MACPHEE I T, ROSS P W: Bacteriological investigation of the aerosol from ultrasonic scalers. *Br Dent J* 144: 245–247 (1978)
- KARRING E S, KARRING T: Treatment of peri-implantitis by the Vector<sup>®</sup>-system – a clinical study. *Clinical Oral Implants Research* (in press) (2004)
- 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)
- KREISLER M, KOHNEN W, MARINELLO C, GÖTZ 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* 73: 1292–1298 (2002a)

- KREISLER M, GÖTZ 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* 17: 202–211 (2002b)
- KREISLER M, AL HAJ H, D'HOEDT B: Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. *Int J Prosthodont* 15: 582–587 (2002c)
- KREISLER M, KOHNEN W, CHRISTOFFERS A B, GÖTZ H, JANSEN B, DUSCHNER H, D'HOEDT B: In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er:YAG laser and air powder system. *Clin Oral Implants Res* (2004, in press)
- LANG N P, BRAGGER U, WALTHER D, BEAMER B, KORNMAN K S: Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 4: 2–11 (1993)
- MENGEL R, BUNS C E, MENGEL C, FLORES-DE-JACOBY L: An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 91–96 (1998)
- MOMBELLI A, LANG N P: Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clin Oral Implants Res* 3: 162–168 (1992)
- MOMBELLI A, LANG N P: The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 17: 63–76 (1998)
- MOMBELLI A, VAN OOSTEN M A, SCHURCH E, JR., LANG N P: The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 2: 145–151 (1987)
- NICOLL B K, PETERS R J: Heat generation during ultrasonic instrumentation of dentin as affected by different irrigation methods. *J Periodontol* 69: 884–888 (1998)
- OYSTER D K, PARKER W B, GHER M E: CO<sub>2</sub> lasers and temperature changes of titanium implants. *J Periodontol* 66: 1017–1024 (1995)
- PARHAM P L, JR., COBB C M, FRENCH A A, LOVE J W, DRISKO C L, KILLOY W J: Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: an in vitro evaluation. *J Oral Implantol* 15: 78–86 (1989)
- PERSSON L G, ERICSSON I, BERGLUNDH T, LINDHE J: Guided bone regeneration in the treatment of periimplantitis. *Clin Oral Implants Res* 7: 366–372 (1996)
- PONTORIERO R, TONELLI M P, CARNEVALE G, MOMBELLI A, NYMAN S R, LANG N P: Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 5: 254–259 (1994)
- QUIRYNEN M, BOLLEN C M, PAPAIOANNOU W, VAN ELDERE J, VAN STEENBERGHE D: The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 169–178 (1996)
- RECHMANN P, SADEGH H M, GOLDIN D S, HENNIG T H: Zur Oberflächenmorphologie von Implantaten nach Laserbestrahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 371–376 (2000)
- 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* 71: 810–815 (2000)
- SCHENK G, FLEMMIG T F, BETZ T, REUTHER J, KLAIBER B: Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. *Clin Oral Implants Res* 8: 427–433 (1997)
- SCHWARZ F, PÜTZ N, GEORG T, REICH E: Effect of an Er:YAG laser on periodontally involved root surfaces: an in vivo and in vitro SEM comparison. *Lasers Surg Med* 29: 328–335 (2001a)
- SCHWARZ F, SCULEAN A, GEORG T, REICH E: Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J Periodontol* 72: 361–367 (2001b)
- 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: 784–792 (2003a)
- SCHWARZ F, BERAKDAR M, GEORG T, REICH E, SCULEAN A: 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* 30: 26–34 (2003b)
- SCHWARZ F, ROTHAMEL D, BECKER J: Einfluss eines Er:YAG-Lasers auf die Oberflächenstruktur von Titanimplantaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113: 660–671 (2003c)
- SCHWARZ F, SCULEAN A, BERAKDAR M, SZATHMARI L, GEORG T, BECKER J: In vivo and in vitro effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs diode laser, and scaling and root planing on periodontally diseased root surfaces: a comparative histologic study. *Lasers Surg Med* 32: 359–366 (2003d)
- SCHWARZ F, AOKI A, SCULEAN A, GEORG T, SCHERBAUM W, BECKER J: In vivo effects of an Er:YAG laser, an ultrasonic system and scaling and root planing on the biocompatibility of periodontally diseased root surfaces in cultures of human PDL fibroblasts. *Lasers Surg Med* 33: 140–147 (2003e)
- SCHWARZ F, SCULEAN A, BERAKDAR M, GEORG T, REICH E, BECKER J: Periodontal treatment with an Er:YAG laser or scaling and root planing. A 2-year-follow up-split mouth study. *J Periodontol* 74: 590–596 (2003f)
- SCHWARZ F, SCULEAN A, ROTHAMEL D, SCHWENZER K, GEORG T, BECKER J: Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis. A pilot study. *Clin Oral Implants Res* (2004a, in press)
- SCHWARZ F, ROTHAMEL D, HERTEN M, BIELING K, SCHERBAUM W, BECKER J: Effects of an Er:YAG laser on mitochondrial activity of human osteosarcoma derived osteoblasts in vitro. *Lasers Med Sci* 19: 37–40 (2004b)
- SCULEAN A, SCHWARZ F, BERAKDAR M, WINDISCH P, ARWEILER N, ROMANOS G E: Healing of intrabony defects following surgical treatment with or without an Er:YAG laser. A pilot study. *J Clin Periodontol* 31: 604–608 (2004a)
- SCULEAN A, SCHWARZ F, BERAKDAR M, ROMANOS G E, BRECX M, WILLERSHAUSEN B, BECKER J: Non-surgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments. *J Clin Periodontol* 31: 428–433 (2004b)
- SULEWSKI J G: Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am* 44: 717–752 (2000)
- VAN DE VELDE E, THIELENS P, SCHAUTEET H, VANCLOOSTER R: Subcutaneous emphysema of the oral floor during cleaning of a bridge fixed on an IMZ implant. Case report. *Rev Belge Med Dent* 46: 64–71 (1991)
- WALSH J T, JR., CUMMINGS J P: Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. *Lasers Surg Med* 15: 295–305 (1994)
- 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)
- ZHARIKOV E V, ZHECOV V I, KULEVSKII L A, MURINA T M, OSIKO V V, PROKHOROV A M, SAVEL'EV A D, SMIRNOV V V, STARIKOV B P, TIMOSHECHKIN M I: Stimulated emission from Er<sup>3+</sup> ions in yttrium aluminum garnet crystals at  $\lambda = 2.94 \mu$ . *Sov J Quantum Electron* 4: 1039–1040 (1975)