

# Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von strukturierten Titanimplantaten unter Verwendung von Laserwellenlängen im Bereich von 3 µm

#### Frank Schwarz, Daniel Ferrari, Christian Popovski, Jürgen Becker

Schlüsselwörter

Biofilm Modell, Periimplantäre Infektionen, Initialtherapie, Biokompatibilität

Zusammenfassung

Das Ziel des vorliegenden Übersichtsartikels ist es, auf Grundlage derzeitiger Evidenz, die Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von strukturierten Titanimplantaten unter Verwendung von Laserwellenlängen im Bereich von 3 µm zu bewerten.

Dieser Artikel zeigt Auszüge aus dem Buch "Periimplantäre Entzündungen – Ätiologie, Pathogenese, Diagnostik und aktuelle Therapiekonzepte" von Frank Schwarz und Jürgen Becker, erschienen im Quintessenz Verlag, Berlin 2006.

## Einleitung

In den letzten Jahren konnte in einer Vielzahl sowohl tierexperimenteller als auch klinischer Untersuchungen die Akkumulation bakterieller Biofilme als primärer ätiologischer Faktor für die Entstehung und Progression periimplantärer Entzündungen definiert werden<sup>1-3</sup>. Weiterhin können zahlreiche Risikofaktoren additiv wirksam werden und den Verlauf der Erkrankung negativ beeinflussen. Das Vorhandensein eines oder mehrerer dieser Faktoren kann im Rahmen einer Spätkomplikation nach entzündlicher Veränderung der periimplantären Gewebestrukturen zum Implantatverlust führen. Um einer Progression der Erkrankung entgegenzuwirken, muss durch eine kausal gerichtete Therapie primär versucht werden, die pathogene Mikroflora zu reduzieren<sup>4</sup>. Die Entfernung subgingivaler Konkremente sowie des bakteriellen Biofilms von Titanimplantaten wird jedoch durch verschiedenste Implantatoberflächenmodifikationen erschwert<sup>5</sup>.

### Entstehung und Wachstum oraler Plaque-Biofilme

Unter einem Biofilm versteht man eine mikrobielle Ansiedelung auf Oberflächen jeglicher Art. Es handelt sich dabei um räumlich organisierte Gemeinschaften von Mikroorganismen, welche mit einer Oberfläche verbunden und in einer extrazellulären Matrix eingebettet sind<sup>6</sup>. Nach der Organisation innerhalb des Biofilms, können sich die Bakterien wie in einem mehrzelligen Organismus verhalten. Hierzu gehören nachfolgende Merkmale:

- Ausbildung einer protektiv wirksamen Glycocalyx in Form einer extrazellulären Matrix
- veränderte metabolische Aktivität mit schnellerer Erholung von Hungerphasen
- Mikrokolonien mit funktioneller Heterogenität

Durch diese spezifischen Verhaltensweisen kann die Überlebensfähigkeit der Mikroorganismen selbst in einem ungünstigen Milieu ermöglicht werden. Die Oberfläche eines Biofilms ist weiterhin in der Lage bestimmte Stoffe freizusetzen, welche bakterizid wirksame Substanzen, Antibiotika sowie Angriffe der Immunabwehr weitestgehend neutralisieren können. Obwohl von den Mikroorganismen im Biofilm kontinuierlich Antigene freigesetzt werden, welche wiederum die Produktion spezifischer Antikörper auslösen, ist es den Phagozyten nicht möglich die Glycocalyx zu penetrieren. Innerhalb von Minuten bis Stunden bildet sich auf einer Implantatoberfläche durch selektive Adsorption eine organische Ablagerung aus Glykoproteinen des Speichels. Dieses sogenannte erworbene Pellikel enthält Anteile an hochmolekularem Mucin, α-Amylase sowie Prolin-reichen Glykoproteinen<sup>7</sup>. Bei der initialen Biofilmentstehung auf Titanimplantaten scheint die Adsorption des Speichelproteins Albumin insbesondere in Gegenwart von freien Ca<sub>2</sub><sup>+</sup>-Ionen eine besondere Rolle zu spielen<sup>8</sup>.

Die Adhäsion von Mikroorganismen an Oberflächen in einem wässrigen Milieu wurde in vier Stufen beschrieben<sup>9</sup>:

- **Phase 1:** Initialer Transport der Mikroorganismen zur Oberfläche durch Sedimentation, Flüssigkeitsbewegung oder aktive Fortbewegung.
- Phase 2: Initiale, noch reversible Adhäsion über van der Waals'sche Bindungskräfte oder Elektrostatische Anziehung.
- Phase 3: Attachment der Mikroorganismen und feste, irreversible Verbindung zur Oberfläche über kovalente, ionische oder Wasserstoffbrückenbindungen.
- **Phase 4:** Kolonisation und Ausbildung eines Biofilms.

Neben Streptokokken nehmen insbesondere Fusobakterium-Arten (v. a. *F. nucleatum*) beim Plaquewachstum eine besondere Bedeutung ein. Sie besitzen die Fähigkeit an sämtliche bisher bekannte orale Mikroorganismen zu binden (Koaggregation), ohne jedoch eine Koadhäsion untereinander eingehen zu können. Experimentelle Untersuchungen konnten jedoch nachweisen, dass mit Albumin oder Speichel beschichtete Titanoberflächen im Vergleich zur Schmelzoberfläche eine signifikant veränderte initiale Adhäsion spezifischer Mikroorganismen zeigten<sup>7,10,11</sup>.

Die individuelle Plaquebildungsrate sowie Lokalisation und mikrobielle Zusammensetzung ist von vielen Faktoren abhängig<sup>6</sup>. Hierzu zählen u. a. die Verfügbarkeit erforderlicher Nährstoffe, die Fließrate, Viskosität und Zusammensetzung des Speichels sowie allgemeine Faktoren wie das Alter oder das Vorhandensein systemischer Erkrankungen. Mit zunehmendem Wachstum der Mikroorganismen entstehen zudem sauerstoffarme Zonen innerhalb des Biofilms, welche zu einer mengenmäßigen Zunahme anaerober Bakterien wie z. B. Veillonella oder Actinomyces spp. führen kann. Weiterhin wird die individuelle Plaquebildungsrate auch durch das Vorhandensein mechanischer Retentionsstellen sowie eine schlechte Mundhygiene gefördert. Bei der Entstehung periimplantärer Infektionen kommt insbesondere der oralen Biofilmbildung in Abhängigkeit von der Oberflächenrauhigkeit der Implantatoberfläche eine übergeordnete Bedeutung zu. Grundsätzlich konnten auf Grundlage experimenteller sowie klinischer Studien nachfolgende Erkenntnisse gewonnen werden<sup>12</sup>:

- Raue Oberflächen von Kronen, Implantatabutments oder Prothesenbasen akkumulieren und bewahren signifikant mehr Plaque-Biofilme als glatte Oberflächen.
- Nach einer ungestörten Plaquebildung über mehrere Tage zeigen raue Oberflächen einen qualitativ reiferen Plaque-Biofilm durch ein überproportional hohes Vorkommen beweglicher Mikroorganismen und Spirochäten.
- Es besteht eine direkte Korrelation zwischen der Oberflächenrauhigkeit und den klinischen Entzündungsparametern im Bereich des marginalen Parodontiums.

Grundsätzlich ist auf allen derzeit verfügbaren Titanoberflächen ein makroskopisch sichtbarer initialer Biofilm (Anfärbung mit Erythrosin) innerhalb von 12 bis 48 Stunden vorhanden<sup>13</sup>. Die geringste Plaqueakkumulation zeigen hierbei polierte Implantatoberflächen (Ra = 0,03 µm), sandgestrahlte und säuregeätzte Implantatoberflächen (Ra = 1,24 µm) dagegen die größte. Bei der Bewertung dieser Ergebnisse ist jedoch darauf zu achten, dass es sich um supragingivale Biofilme handelt und eine direkte Übertragung auf die subgingivale Region nicht zulässig ist. Grundsätzlich kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die subginigvale Biofilmformation eine vergleichbare Abhängigkeit von der Oberflächenrauigkeit aufweist.

Im subgingivalen Bereich herrschen überwiegend anaerobe Bedingungen vor. Bei den subgingivalen Plaque-Biofilmen unterscheidet man zwischen adhärenter und nicht adhärenter Plaque ("schwimmende Plaque"). Die adhärente subgingivale Plaque entspricht in ihrem Aufbau prinzipiell der supragingivalen Plaque. Die mikrobielle Zusammensetzung der subgingivalen Plaque zeigt bei einer manifesten Gingivitis ca. 25 % Streptokokken, 25 % Actinomyces spp., 25 % gramnegative Stäbchen und 25 % anderer Bakterienarten mit einem nur geringen Anteil an Spirochäten. Die Zusammensetzung verschiebt sich bei einer marginalen Parodontitis zu einem mengenmäßigen Anteil anaerober Bakterien von bis zu 90 %. Hierzu gehören zu ca. 75 % gramnegative Mikroorganismen. Während bei manifesten Gingivitiden überwiegend die anaeroben *Fusobacterium* spp. dominieren, sind bei marginalen Parodontopathien der anaerobe *P. gingivalis* und der kapnophile *A. actinomycetemcomitans* involviert<sup>6</sup>.

Vorherrschend waren Gram-negative anaerobe sowie fakultativ anaerobe Bakterien<sup>14,15</sup>.

Durch eine weitere Mineralisierung des oralen Plaque-Biofilms entsteht Zahnstein. Dieser ist grundsätzlich immer mit einer Schicht nicht kalzifizierter Plaque bedeckt. Die Mineralisation dauert hierbei Monate bis Jahre (Abb. 1).

Es können vier verschiedene Kalziumphosphatkristallite unterschieden werden:

- CaH(PO<sub>4</sub>) x 2H<sub>2</sub>O = Dikalziumphosphat-dihydrat (Brushit)
- Ca<sub>8</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>4</sub>(HPO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> x 5H<sub>2</sub>O = Oktakalziumphosphat v. a. supragingival in äußeren Lagen
- Ca10(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub> = Hydroxylapatit v. a. supragingival in inneren Lagen
- [Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>]<sub>3</sub> x H<sub>2</sub>O = Trikalziumphosphat (Whitlockite)
  v. a. subgingival

#### Mechanische Therpieansätze

Zur supra- und subgingivalen Belagentfernung stehen heutzutage Polierbürsten, Gummipolierer, Teflon-, Kunststoff-, Karbon- oder Titanküretten, speziell modifizierte Arbeitsenden für Ultraschallsysteme sowie Pulverstrahlgeräte zur Verfügung<sup>16-18</sup>. Grundsätzlich sollten Titanimplantatoberflächen jedoch nur unter Verwendung solcher Therapieinstrumente gereinigt werden, welche eine geringere Härte als Titan selbst aufweisen.

Als Nachteile dieser Therapieinstrumente sind jedoch die nur unzureichende Reinigungsmöglichkeit der texturierten Implantatoberfläche sowie beim Einsatz von Pulverstrahlgeräten – trotz guter Reinigungsleistung – die Gefahr einer Emphysembildung zu nennen<sup>16,18-20</sup>.

Als weiterer Nachteil konventioneller Ultraschallsysteme ist neben der Hitzeentwicklung an der Arbeitsspitze bei unzureichender Kühlung<sup>21</sup>, die bei der Behandlung auftretende Aerosolbildung kritisch zu bewerten<sup>22</sup>. Weiterhin kann die überwiegend horizontal gerichtete Schwingung des Arbeitsendes einen Verlust der noch vorhandenen Restosseointegration verursachen. Demnach ist eine Verwen-



Abb. 1 Histologische Darstellung einer supra- und subgingivalen Ausbildung mineralisierter Plaque-Biofilme mit sekundärer Infiltration des angrenzenden periimplantären Gewebes (Hundemodell, Toluidinblau, Vergr. 200-fach).

dung konventioneller Ultraschallsysteme nur bei einer verbleibenden Restosseointegration von mindestens 50 % der Implantatlänge zu empfehlen. Um einige dieser Probleme zu umgehen, wurde kürzlich ein modifiziertes Ultraschallsystem (Vector® System, Dürr, Bietigheim Bissingen, Deutschland) (VUS) entwickelt, mit welchem eine vertikale Schwingung des Arbeitsendes 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<sup>23</sup>. Die Effizienz bei der Entfernung subgingivaler Konkremente von parodontal erkrankten Wurzeloberflächen war jedoch deutlich reduziert<sup>24</sup>. Zur Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von Implantatoberflächen wird neben diesen konventionellen Therapieansätzen neuerdings auch der Einsatz von Laserwellenlängen im Bereich von 3 µm empfohlen.

Entferung bakterieller Plaque-Biofilme



Abb. 2a Schematische Darstellung des axialen und radialen Strahlungsmusters am Austrittspunkt einer Kegelstumpffaser (KaVo, Biberach, Deutschland). Insbesondere die radiale Komponente kann klinisch zu einer Perforation im Bereich der periimplantären Mukosa führen.



**Abb. 2b** Modifizierte Faser mit einseitiger sowie flächiger Abstrahlung über die gesamte Faserlänge (elexxion, Radolfzell, Deutschland).

### Charakteristika des Er:YAG- und Er,Cr:YSGG-Lasers

Der Er:YAG-Laser (ERL) wurde im Jahr 1974 von Zharikov et al.<sup>25</sup> als Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 2,940 nm im nahen bis mittleren Infrarotbereich vorgestellt. Die Besonderheit dieser Wellenlänge liegt in der Tatsache, dass die charakteristische Absorption des ERL in Wasser ungefähr 15-mal größer als die des CO<sub>2</sub>-Lasers und sogar 20.000-mal größer als die des Nd:YAG-Lasers ist<sup>26,27</sup>. Bei der sogenannten "thermomechanischen Ablation" beruht der Abtrag von biologischem Gewebe in erster Linie darauf, dass der Anteil des in ihm enthaltenen Wassers bei Absorption von kurzen Laserpulsen einen sprungartigen Übergang vom flüssigen in den gasförmigen Aggregatzustand erfährt. Begleitet durch die schnelle Expansion des Wassers entsteht hierbei kurzzeitig ein genügend hoher Druck um Gewebesubstanz in gewünschter Weise abzutragen<sup>28,29</sup>. Die zur Ablation benötigte Energie wird demnach nicht von der Verdampfungswärme der höherschmelzenden Gewebesubstanz bestimmt, sondern durch die wesentlich niedriger liegende Verdampfungswärme des Wassers. Neben Wasser weisen insbesondere auch OH-Gruppen als Bestandteil von Hydroxylapatit eine relativ hohe Absorption im Bereich von 2,940 nm auf, obwohl sich das Maximum hier im Bereich von rund 2,800 nm befindet<sup>30</sup>. Durch den zusätzlichen Einsatz einer Wasserkühlung lässt sich eine Überwärmung des Gewebes zum einen durch direkte Kühlwirkung und zum anderen durch eine Absorption übermäßiger Laserenergie weiter reduzieren<sup>31</sup>. In einigen tierexperimentellen Untersuchungen wurde die Knochenheilung nach Osteotomie mit einem ERL histologisch untersucht<sup>32–34</sup>. Hierbei konnte beobachtet werden, dass eine effektive Knochenabtragung möglich ist, ohne ausgedehnte thermische Veränderungen im angrenzenden Gewebe zu verursachen<sup>33</sup>. Im Vergleich zur konventionellen Fräse war die Knochenheilung nach Bestrahlung mit einem ERL sogar verbessert<sup>35</sup>. Auch die Osseointegration enossaler Titanimplantate verlief vergleichbar oder sogar besser als nach konventioneller Implantatbettpräparation<sup>36,37</sup>. Derzeit wird vermutet, dass der Laser einen biostimulatorischen Effekt auf den Knochen ausüben könnte, welcher zu einer verbesserten Wundheilung führt. Bevor der ERL zur Osteotomie empfohlen werden kann, sind jedoch weitere Untersuchungen notwendig.

Die Er, Cr:YSGG-Laser (Erbium, Chromium-doped: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet) (ERCL) mit einer Wellenlänge von 2,780 nm sowie Er:YSGG-Laser (Erbium-doped: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet) mit einer Wellenlänge von 2,790 nm weisen dagegen eine höhere Absorption in OH-Ionen auf als in Wasser<sup>30</sup>. Die ausgezeichnete Absorption dieser Wellenlängen sowohl im Weich- als auch Hartgewebe führten in den vergangenen Jahren zu einem gesteigerten Interesse diese Systeme zur Behandlung periimplantärer Infektionen. Klinische Untersuchungen liegen bisher jedoch nur für den ERL mit einer Wellenlänge von 2,940 nm vor<sup>38–40</sup>. Die hohe Absorption der hier vorgestellten Wellenlängen sowohl in Wasser als auch OH-Ionen ermöglichen auch eine Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme.

### Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme – Er:YAG-Laser

Vorhergehende *In-vitro*-Untersuchungen zeigten, dass eine Entfernung subgingivaler Konkremente von parodontal erkrankten Wurzeloberflächen mit dem ERL ab einer Energiedichte von 10,6 J/cm<sup>2</sup> möglich ist<sup>24</sup>.

Um auch eine nichtchirurgische Therapie periimplantärer Infektionen an schraubenförmigen Titanimplantaten zu ermöglichen, wurde für den ERL eine spezielle kegelstumpfförmige Faser mit axialem und radialem Strahlungsmuster entwickelt (KaVo, Biberach, Deutschland) (Abb. 2a). Als potenzieller Nachteil der radialen Strahlungskomponente muss, insbesondere bei dünnem Gingivatyp, die Gefahr einer Perforation im Bereich der vestibulären Mukosa genannt werden. Trotz komplikationsloser Abheilung kann dies mit einem erhöhten Rezessionsanstieg und somit ästhetischen Nachteilen verbunden sein<sup>38</sup>. Diese Nachteile können durch einen einseitig, zur Implantatoberfläche gerichteten Strahlungsverlauf (elexxion, Radolfzell, Deutschland) vermieden werden (Abb. 2b). Diese neu entwickelte modifizierte Faser ermöglicht daneben eine flächige Abstrahlung über die gesamte Faserlänge, was in ersten klinischen Versuchen zu einer optimierten Effizienz insbesondere bei der nichtchirurgischen Therapie periimplantärer Infektionen führte (Studie in der Auswertung) (Abb. 3).

Erste klinische Fallberichte weisen auch auf ein Potenzial des ERL zur effektiven Entfernung bakterieller Biofilme von Titanimplantaten hin<sup>41–43</sup>. Hierbei wurden sechs von insgesamt acht nicht erhaltungswürdigen Implantaten (TPS) vor der Explantation mit einem ERL 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 Restosseointegrationsgrenze erkennbar. Im Gegensatz hierzu waren fünf Implantate der Testgruppe weitestgehend frei von Konkrementen. Es zeigten sich jedoch kleine Areale residualer Auflagerungen ins-



WISSENSCHA





Abb. 3a-c Sterile sandgestrahlte und säuregeätzte Titanimplantatoberfläche (a). Homogener Plaque-Biofilm nach 48 Stunden Tragezeit in einem intraoralen Splintsystem (b). Nahezu vollständige Entfernung der Plaque-Biofilm Areale nach Bestrahlung (Faser aus Abb. 2b) (100 mJ/ 10 Hz) mit einem Er:YAG-Laser (elexxion delos, Radolfzell).



 Abb. 4 Vergleichende Darstellung Residualer Plaque-Biofilm Areale (RPB) auf strukturierten (SLA) Titanoberflächen nach Therapie<sup>13,42,49</sup>.
 PC: Kunststoffküretten + lokale Spülung mittels Chlorhexidindiglukonat (CHX)

- VUS: Vector®-Ultraschallsystem + Polyether-Etherketon (PEEK) Faser
- EMS: Piezon Master 600<sup>®</sup> (EMS, Nyon, Switzerland) + PEEK Faser + Spülung mittels Chlorhexidindialukonat
- ERCL: Er,Cr:YSGG-Laser (2,0 W, 25 Hz, Waterlase<sup>®</sup> MD, Biolase)
- ERL1: Er:YAG-Laser (12,7 J/cm<sup>2</sup>, KEY<sup>®</sup> 3, KaVo, Biberach)
- ERL2: Er:YAG-Laser (10–12 J/cm<sup>2</sup>, delos<sup>®</sup>, Elexxion, Radolfzell)

besondere im Bereich der Gewindegänge von Schraubenimplantaten. Auf einem Hohlzylinderimplantat waren gar flächenhafte Konkrementablagerungen nachweisbar. Dagegen ließen sich keine thermischen Veränderungen der Oberflächenstruktur wie Aufschmelzungen oder Kraterbildungen nach Bestrahlung mit dem ERL nachweisen<sup>41</sup>. Neben der Entfernung des Biofilms von der Implantatoberfläche kommt auch der Enukleation des Granulationsgewebes aus dem periimplantären Knochendefekt eine große therapeutische Bedeutung zu. Die Ergebnisse einer klinischen Untersuchung konnten zeigen, dass im Rahmen der chirurgischen Parodontaltherapie eine suffiziente Ablation des Granulationsgewebes aus intraossären Defekten mit einem ERL möglich ist<sup>44</sup>.

Ein erster Vergleich der Effektivität eines ERL mit der des VUS und Kunststoffküretten in Kombination mit lokaler Chlorhexidindiglukonat-Spülung (PC) bei der Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von SLA-Implantatoberflächen bestätigte diese Beobachtungen. Die morphometrische Bestimmung der prozentualen Verteilung residualer Plaqueareale (%) nach Instrumentierung ergab folgende Werte: PC (61,08 ± 11,15) > VUS (36,79 ± 4,46; P < 0,001) > ERL (5,78 ± 5,13; P < 0,001). Mit keiner dieser Therapieansätze war es jedoch möglich die Biokompatibilität der kontaminierten Implantatoberflächen im Vergleich zur nicht kontaminierten sowie unbehandelten Kontrollgruppe wieder herzustellen<sup>42</sup>.

Erste mikromorphologische Veränderungen nach Bestrahlung mit einem ERL (Fokusabstand: 20 mm) konnten bei SLA sowie Titan-Plasma-Beschichtungen (TPS) bereits ab einer Energiedichte von 7 Jcm<sup>2</sup> beobachtet werden<sup>45</sup>. Unter Verwendung einer kegelstumpfförmigen Faserspitze wurden bei TPS-Oberflächen erste thermische Schäden jedoch erst ab Energiedichten von 8,9 Jcm<sup>2</sup> festgestellt<sup>46</sup>. Die Führung der Faser erfolgte hierbei im kontaktlosen Modus ohne Wasserkühlung in einem Anstellwinkel von 90° zur Implantatoberfläche. Dagegen zeigten SLA-Oberflächen erste thermische Veränderungen bei Energiedichten von 11,2 Jcm<sup>2</sup>, mit Hydroxylapatit beschichtete Implantate (HA) bei Energiedichten von 17,8 Jcm<sup>2</sup> und strukturpolierte Implantatoberflächen (MP) bei Energiedichten von 28 Jcm<sup>2</sup> <sup>46</sup>. 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 Jcm<sup>2</sup> durchgeführt werden. Morphologie und Biokompatibilität der bestrahlten Implantatoberflächen waren im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe nicht verändert<sup>47</sup>. Bei einer kontinuierlichen Bestrahlungsdauer von 120 Sekunden (540 µm Faser, non-contact, 120 mJ, 10 Hz) wurde die kritische Temperaturschwelle am Knochen-Implant-Interface (SLA, TPS, HA Implantate) von 47°C unter experimentellen Bedingungen nicht erreicht<sup>48</sup>.

### Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme – Er,Cr:YSGG-Laser

Erste experimentelle Untersuchungen ergaben, dass auch durch den Einsatz eines ERCL der Anteil residualer Biofilme auf strukturierten Implantatoberflächen in Abhängigkeit von der Energieeinstellung signifikant reduziert werden kann. So führte eine Bestrahlung (25 Hz) von SLA Implantatoberflächen zu nachfolgenden Ergebnissen: 53,8  $\pm$  2,2 (0,5 W); 49,3  $\pm$  5,8 (1,0 W); 29,3  $\pm$  7,5 (1,5 W); 22,3  $\pm$  6,8 (2,0 W); 9,8  $\pm$  6,2 (2,5 W). Die Biokompatibilität der Titanoberflächen konnte jedoch im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe nicht wieder hergestellt werden<sup>49</sup>. Eine Bestrahlung von SLA Implantatoberflächen konnte bis zu einer Energie von 2 Watt (25 Hz) ohne Aufschmelzungen oder strukturelle Veränderungen durchgeführt werden<sup>49</sup> (Abb. 4).

#### Fazit für die Praxis

Die vergleichende Darstellung und Bewertung derzeit verfügbarer Untersuchungen zur Entfernung bakterieller Plaque-Biofilme von strukturierten Titanimplantatoberflächen deuten darauf hin, dass sowohl Er:YAG- als auch Er,Cr:YSGG-Laser einen deutlichen Vorteil gegenüber den konventionell verfügbaren Therapiemethoden bieten. Dieser Vorteil zeigt sich insbesondere in der Möglichkeit der homogenen und vollständigen Entfernbarkeit sowohl nicht mineralisierter als auch mineralisierter (Er:YAG-Laser) Biofilme.

Diese Ergebnisse werden insbesondere beim nächsten Generationswechsel von mikro- zu nanostrukturierten Titanimplantatoberflächen weiter an klinischer Relevanz gewinnen.

### Literatur

- Schwarz F, Herten M, Sager M, Bieling K, Sculean A, Becker J: Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. Clin Oral Implants Res 2007;18:161–170.
- Schwarz F, Jepsen S, Herten M, Sager M, Rothamel D, Becker J: Influence of different treatment approaches on non-submerged and submerged healing of ligature induced peri-implantitis lesions: an experimental study in dogs. J Clin Periodontol 2006;33:584–595.
- Berglundh T, Gotfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J: Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res 2007;18:655–61.
- Mombelli A, Lang NP: The diagnosis and treatment of periimplantitis. Periodontol 2000 1998;17:63–76.
- Quirynen M, Bollen CM, 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 1996;11:169–178.
- Sanderink RBA, Bernhardt H, Knoke M, Meyer J, Weber C, Weiger R: Curriculum Orale Mikrobiologie und Immunologie. Quintessenz, Berlin 2004.
- Edgerton M, Lo SE, Scannapieco FA: Experimental salivary pellicles formed on titanium surfaces mediate adhesion of streptococci. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:443–449.
- Steinberg D, Klinger A, Kohavi D, Sela MN: Adsorption of human salivary proteins to titanium powder. I. Adsorption of human salivary albumin. Biomaterials 1995;16:1339–1343.
- 9. Scheie AA: Mechanisms of dental plaque formation. Adv Dent Res 1994;8:246–253.
- Wolinsky LE, de Camargo PM, Erard JC, Newman MG: A study of in vitro attachment of Streptococcus sanguis and Actinomyces viscosus to saliva-treated titanium. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:27–31.
- Steinberg D, Sela MN, Klinger A, Kohavi D: Adhesion of periodontal bacteria to titanium, and titanium alloy powders. Clin Oral Implants Res 1998;9:67–72.
- Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D: Intra-oral plaque formation on artificial surfaces. In: Lang NP, Karring T, Lindhe J (Hrsg): Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Quintessenz Berlin 1999.
- Schwarz F, Papanicolau P, Rothamel D, Beck B, Herten M, Becker J: Influence of plaque biofilm removal on reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. J Biomed Mater Res A 2006:437–444.

- Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI et al.: An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. J Dent Res 1993;72:1304–1309.
- Rams TE, Roberts TW, Tatum H, Jr., Keyes PH: The subgingival microbial flora associated with human dental implants. J Prosthet Dent 1984;51:529–534.
- Augthun M, Tinschert J, Huber A: In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. J Periodontol 1998;69:857–864.
- Parham PL, Jr., Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ: Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: an in vitro evaluation. J Oral Implantol 1989;15:78–86.
- Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP: The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. J Periodontol 1990;61:485–490.
- 19. Schwarz F, Ferrari D, Popovski C, Hartig B, Becker J: Influence of different air-abrasive powders on the re-establishment of the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. J Biomed Mater Res B (vorläufig angenommen).
- 20. Van de Velde E, Thielens P, Schautteet H, Vanclooster R: Subcutaneous emphysema of the oral floor during cleaning of a bridge fixed on an IMZ implant. Case report. Rev Belg Med Dent 1991;46:64–71.
- Nicoll BK, Peters RJ: Heat generation during ultrasonic instrumentation of dentin as affected by different irrigation methods. J Periodontol 1998;69:884–888.
- 22. Holbrook WP, Muir KF, Macphee IT, Ross PW: Bacteriological investigation of the aerosol from ultrasonic scalers. Br Dent J 1978;144:245–247.
- Sculean A, Schwarz F, Berakdar M, Romanos GE, Brecx M, Willershausen B et al.: Non-surgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments. J Clin Periodontol 2004;31:428–433.
- 24. Schwarz F, Bieling K, Venghaus S, Sculean A, Jepsen S, Becker J: Influence of fluorescence controlled Er:YAG laser radiation, the Vector<sup>™</sup>-system and hand instruments on periodontally diseased root surfaces in vivo. J Clin Periodontol 2006;33:200–208.
- Zharikov EV, Zhecov VI, Kulevskii LA, Murina TM, Osiko VV, Prokhorov AM et al.: Stimulated emission from Er3+ ions in yttrium alminum garnet crystals at E=2.94 Sov J Quantum Electron 1975;4:1039–1040.
- Walsh JT, Jr., Cummings JP: Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. Lasers Surg Med 1994;15:295–305.
- Walsh JT, Jr., Flotte TJ, Deutsch TF: Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. Lasers Surg Med 1989;9:314–326.
- 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 1989;9:338–344.
- 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;9:345–351.
- 30. Featherstone JDB: Caries detection and prevention with laser energy. Dent Clin North Am 2000;44:955–969.
- Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA: Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. Lasers Surg Med 1996;18:294–300.
- 32. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I: Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser. Lasers Surg Med 2002;31:322–332.
- Nelson JS, Orenstein A, Liaw LH, Berns MW: Mid-infrared erbium:YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. Lasers Surg Med 1989;9:362–374.

- Sasaki KM, 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 CO2 lasers. J Periodontol 2002;73:643–652.
- Lewandrowski KU, Lorente C, Schomacker KT, Flotte TJ, Wilkes JW, Deutsch TF: Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. Lasers Surg Med 1996;19:40–45.
- Schwarz F, Olivier W, Herten M, Sager M, Chaker A, Becker J: Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Oral Rehabil 2007;34:273–281.
- 37. Kesler G, Romanos G, Koren R: Use of Er:YAG laser to improve osseointegration of titanium alloy implants—a comparison of bone healing. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:375–379.
- Schwarz F, Bieling K, Bonsmann M, Latz T, Becker J: Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: a controlled clinical study. Clin Oral Investig 2006;10:279–288.
- 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 2005;16:44–52.
- Schwarz F, Bieling K, Nuesry E, Sculean A, Becker J: Clinical and histological healing pattern of peri-implantitis lesions following non-surgical treatment with an Er:YAG laser. Lasers Surg Med 2006;38:663–671.
- 41. Schwarz F, Rothamel D, Becker J: Influence of an Er:YAG laser on the surface structure of titanium implants. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2003;113:660–671.
- 42. Schwarz F, Sculean A, Romanos GE, Herten M, Scherbaum W, Becker J: Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. Clin Oral Investig 2005;9:111–117.
- Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I: Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. J Clin Laser Med Surg 2003;21:7–17.
- Sculean A, Schwarz F, Berakdar M, Windisch P, Arweiler NB, Romanos GE: Healing of intrabony defects following surgical treatment with or without an Er:YAG laser. J Clin Periodontol 2004;31:604–608.
- Rechmann P, Sadegh HM, Goldin DS, Hennig TH: Zur Oberflächenmorphologie von Implantaten nach Laserbestrahlung. Dtsch Zahnarztl Z 2000;55:371–376.
- Kreisler M, Gotz H, Duschner H: Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, and GaAIAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:202–211.
- 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 2003;14: 784–792.

- 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 2002;15:582–587.
- Schwarz F, Nuesry E, Bieling K, Herten M, Becker J: Influence of an erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) laser on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surfaces. J Periodontol 2006;77:1820–1827.

#### Autoren

Frank Schwarz, Priv.-Doz. Dr. med. dent.<sup>1</sup> Daniel Ferrari, Dr. med. dent.<sup>1</sup> Christian Popovski, cand. med. dent.<sup>1</sup> Jürgen Becker, Prof. Dr. med. dent.<sup>1</sup>

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

#### Korrespondenzadresse

Priv.-Doz. Dr. med. dent. Frank Schwarz Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme Westdeutsche Kieferklinik Heinrich Heine Universität Moorenstr. 5 D-40225 Düsseldorf E-mail: Frank.Schwarz@med.uni-duesseldorf.de

#### Removal of bacterial plaque biofolms from structured titanium implant surfaces using laser wavelengths within the range of 3 µm.

**Key words:** Biofilm model, peri-implant infections, initial therapy, biocompatibility

#### **Summary**

The aim of the present review paper is to evaluate, based on the currently available evidence, the removal of bacterial plaque biofilms from structured titanium implant surfaces using laser wavelengths within the range of 3  $\mu$ m.