

Behandlung der Periimplantitis an Implantaten mit TiUnite-Oberfläche mit Erbium:YAG-Laser-Mikroexplosionen



Atsuhiko Yamamoto, DDS, PhD¹
Toshiichiro Tanabe, DDS, PhD²

Nach einer Implantation kann eine Periimplantitis auftreten, für deren Behandlung bislang kein vorhersagbares effektives Verfahren zur Verfügung steht. Die Behandlung infizierter osteoinduktiver Oberflächen, wie TiUnite (Titanoxid-schicht), ist nahezu unmöglich, aber dringend erforderlich. Untersucht wurden die optimale Strahlungsenergie zur Abtragung der kontaminierten Titanoxid-schicht mit einem Erbium(Er):YAG-Laser, die Erwärmung des Implantats durch die Laserung sowie der Einfluss von Er:YAG-Laser-Mikroexplosionen auf die Osseointegration an Beagle-Hunden. Der Er:YAG-Laser entfernte eine gleichmäßige Schicht des Titanoxids, während die Wasserkühlung die Erwärmung des bestrahlten Implantats begrenzte und dadurch das umgebende Knochengewebe vor einem Hitzeschaden schützte. Die Periimplantitis kann effektiv mit einem Er:YAG-Laser behandelt werden. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2013;33:19–27.)

¹ Dozent, The Japan Institute for Advanced Dental Studies (JIADS), Osaka und Tokio, Japan; Präsident, Perio-Implant Hospital AUTIS, Osaka, Japan.

² Außerordentlicher Professor, Department of Implantology, Division of Oral Pathogenesis and Disease, Asahi University School of Dentistry, Gifu, Japan.

Korrespondenz an: Dr. Atsuhiko Yamamoto, 5-4-16 Fujisawadai, Tondabayashi, Osaka, Japan. Fax: +81 721-29-4182. E-Mail: autis@silver.ocn.ne.jp

©2013 Quintessenz Verlags-GmbH

Obwohl für osseointegrierte dentale Implantate hohe Langzeitüberlebensraten beschrieben sind, kann es in den periimplantären Geweben zu einer parodontitisähnlichen Entzündung kommen. Grundsätzlich treten zwei Formen von Entzündungen auf: die periimplantäre Mukositis und die Periimplantitis. Erstere ist definiert als eine Entzündung der periimplantären Weichgewebe ohne Verlust des stützenden Knochens. Bei der Periimplantitis hingegen geht die Entzündung der Weichgewebe mit einem Verlust der knöchernen Implantatabstützung einher. Die Häufigkeit der Periimplantitis, die mit Risikofaktoren wie unzureichender Mundhygiene, anamnestischer Parodontitis und Zigarettenrauchen zusammenhängt¹, wird mit 28 bis 56 % angegeben². Von den bislang zur Behandlung der Periimplantitis vorgeschlagenen Verfahren konnte noch keines als den anderen gegenüber deutlich überlegen bezeichnet werden³⁻⁸. Die Periimplantitis wurde auch mit verschiedenen Lasern behandelt, die jedoch nur zur Sterilisierung der Oberfläche eingesetzt wurden und nicht zum Entfernen des kontaminierten Materials⁹.

Ein vielversprechender Behandlungsansatz ist die Dekontamination der Oberfläche eines Implantats mit einem Er:YAG-Laser¹⁰⁻¹⁶, der bis vor Kurzem zur Behandlung der Periimplantitis ohne Lappenabhebung eingesetzt wurde. Die Entzündung

wurde durch das Bestrahlen der periimplantären Tasche behandelt. Allerdings wird durch diese Behandlung nur die Entzündung behoben, nicht aber ihre Ursache beseitigt¹⁷. Daher besteht keine Übereinkunft über den optimalen Einsatz des Er:YAG-Lasers bei der Periimplantitis.

In dieser Studie sollte (1) die optimale Strahlenleistung beim Abtragen einer Schicht der Implantatoberfläche aus TiUnite (Titanoxid) mittels Er:YAG-Laser bestimmt, (2) das Ausmaß der Implantaterwärmung durch die Laserung ermittelt und (3) im Tiermodell bestimmt werden, ob nach dem Abtragen einer kontaminierten Titanoxidschicht durch Mikroexplosionen mithilfe des Erbium:YAG-Lasers noch eine Osseointegration möglich ist.

Material und Methode

Optimale Strahlungsenergie

Zunächst sollte die optimale Strahlungsenergie ermittelt werden, die zum Verdampfen einer Schicht der Titanoxidoberfläche mit einem Er:YAG-Laser (Erwin AdvErl, J. Morita)¹⁵ notwendig ist. Dazu wurden 3,75x13-mm Bränemark-Implantate (MkIII RP TiUnite, Nobel Biocare) mit einem PS600T-Aufsatz (J. Morita) auf dem Er:YAG-Laser bestrahlt. Diese flache Quarzspitze hat im oberen Bereich einen Durchmesser von 600 µm und im unteren von 400 µm. Verwendet wurde ein elektrischer Koordinatentisch (ALD-904-H1, Chuo Precision Industrial), der auf 0,2 mm/s eingestellt wurde. Der Abstand zwischen dem Ende der Laserspitze und der Implantatoberfläche betrug 0,05 mm und die Oberflächenablation 50 mJ/mm² bzw. 100 mJ/mm² sowie 200 mJ/mm². Die Energiedichte an der Laserspitze wurde mit einem Leistungsmesser ermittelt und nicht von der

Anzeige im Display übernommen, da die lichtleitende Faser und die Spitze die Energiedichte reduzierten. Für jedes Implantat wurde eine neue Spitze verwendet und jedes Mal die Energiedichte des Lasers gemessen. Die Pulsfrequenz wurde auf 20 pps eingestellt, die Wasserinjektion erfolgte mit 5 ml/min und die Emissionsdauer betrug 15 s. Die Veränderungen an den bestrahlten Oberflächen wurden mit einem Lichtmikroskop und einem Phasenkontrastmikroskop untersucht.

Erwärmung der Implantate

Der Hals von 3,75x13-mm-Bränemark-Implantaten (MkIII RP TiUnite) wurde zur Stimulation klinischer Bedingungen in einer Acrylharzplatte fixiert. Anschließend wurde der Implantatkopf mit einem Er:YAG-Laser (Erwin AdvErl) mit einer PS600T-Spitze für 15 s mit einer Leistung von 100 mJ (10 pps) und 50 mJ (20 pp) am Spitzenende bestrahlt (insgesamt 1500 mJ). Die Laserung erfolgte mit und ohne Wasserkühlung mit einer Rate von 5 ml/min.

Die Implantate wurden unter vier Versuchsanordnungen bestrahlt: (1) mit Wasserkühlung bei 100 mJ und 10 pps, (2) ohne Wasserkühlung bei 100 mJ und 10 pps, (3) mit Wasserkühlung bei 50 mJ und 20 pps und (4) ohne Wasserkühlung bei 50 mJ und 20 pps. Der Anstieg der Temperatur wurde mit einem Thermografen (Neo Thermo TVS-700, Nippon Avionics) gemessen. Insgesamt wurden für jede Versuchsanordnung fünf Implantate erwärmt. Dabei wurde die nächste Anordnung immer erst getestet, wenn diese Implantate wieder auf Raumtemperatur abgekühlt waren (Thermograf). Der Temperaturanstieg wurde mit einem Thermografen und nicht mit einem thermoelektrischen Element gemessen, da die an der Oberfläche gemessene

Temperatur derjenigen von einem Implantatanteil mit Knochenkontakt entsprechen sollte und weil vorausgegangene Versuche gezeigt hatten, dass der Er:YAG-Laser auch im thermoelektrischen Element selber zu einer Temperaturerhöhung führt, was die Messung verfälscht. Um das Ausmaß der Implantaterwärmung bei der Verwendung verschiedener Laser vergleichen zu können, wurden zusätzlich Versuche mit einem Kohlendioxidlaser (Laserwin, J. Morita) durchgeführt. Da dieser nicht mit einer Wasserkühlung geliefert wird, führten die Autoren Versuche mit und ohne ein Gerät für die Wasserkühlung durch. Dabei unterschied sich jedoch die Erwärmung um etwa 10 °C. Daher wurde entschieden, den Kohlendioxidlaser wie vom Hersteller vorgesehen ohne Wasserkühlung einzusetzen. Stattdessen wurde mit 260 ml/min kühlende Luft eingeleitet.

Osseointegration der neuen, gelaserten Implantate

Bei sechs 18 Monate alten Beagle-Hündinnen mit einem Gewicht von jeweils etwa 12,0 kg wurden alle Molaren aus dem Unterkiefer extrahiert. Nach drei Monaten wurde radiologisch belegt, dass die Extraktionsalveolen gut abgeheilt waren. Anschließend wurde die Hälfte der Oberfläche von 24 TiUnite-Implantaten (3,75 x 13 mm) mit einem Er:YAG-Laser bestrahlt und abgetragen. In jeden Extraktionsbereich wurden zwei Implantate mit einem initialen Eindrehmoment von 35 bis 45 Ncm gesetzt. Sie wurden so ausgerichtet, dass die bestrahlte Hälfte nach bukkal wies und die nicht bestrahlte nach lingual. Nach zwei Wochen wurden zwei der Hündinnen euthanasiert, zwei weitere nach vier Wochen und die letzten beiden nach sechs Wochen. Die nicht dekalzifizierten Gewe-

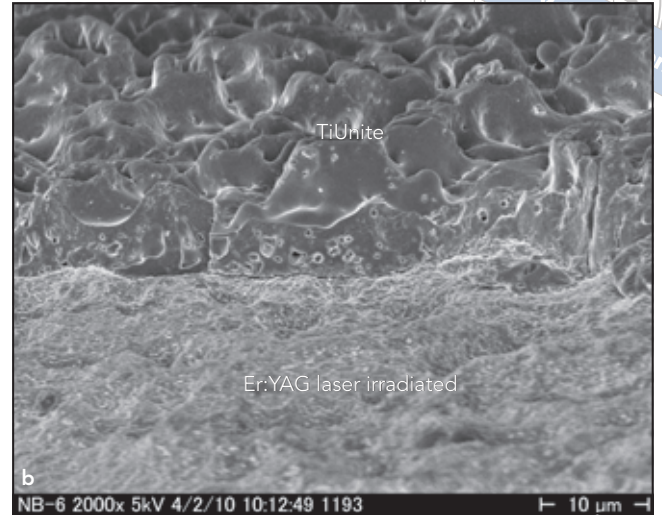
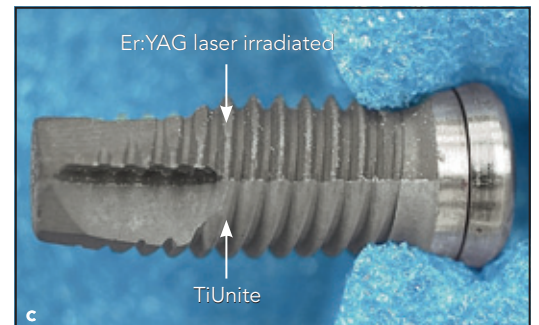


Abb. 1a bis c (a und b) Phasenkontrastmikroskopische Bilder. Die TiUnite-Schicht wurde vollständig durch Mikroexplosionen abgetragen. Die neu entstandene Oberfläche ist nicht geschmolzen oder anderweitig durch die Wärmeinwirkung des Lasers verändert. Im linken und oberen Abschnitt ist die Oberfläche vor der Bestrahlung mit dem Er:YAG-Laser zu erkennen, rechts und unten ist die Oberfläche nach der Laserung dargestellt. (c) Implantat nach Laserbehandlung des apikalen Anteils.



beprobten nach zwei, vier und sechs Wochen wurden mit Hämatoxylin-Eosin gefärbt und Bilder mit 10-facher und 200-facher Vergrößerung angefertigt. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurden die Fotos bei 200-facher Vergrößerung von dem Bereich zwischen dem vierten und fünften Gewindegang aufgenommen.

100 mJ/mm² wurde eine gleichmäßige Schicht der TiUnite-Oberfläche abgetragen. Die neu exponierte Oberfläche war weder geschmolzen noch verkohlt noch anderweitig durch die Wärme deformiert (Abb. 1). Bei 200 mJ/mm² waren die TiUnite-Schicht und die darunterliegende Titanschicht geschmolzen.

(100 mJ mit 10 pps und 50 mJ mit 20 pps) um maximal 3 °C zu. Ohne die Wasserkühlung hingegen stieg die Implantattemperatur bei 100 mJ und 10 pps um 30 °C und bei 50 mJ und 20 pps um 33 °C. Der CO₂-Laser erhöhte die Temperatur des Implantatkopfs selbst bei maximaler Luftkühlung um 50 °C.

Ergebnisse

Optimale Strahlungsenergie

Mit einer Energiedichte von 50 mJ/mm² konnte die TiUnite-Schicht nicht vollständig entfernt werden. Mit

Implantaterwärmung

Die Ergebnisse zeigt Abbildung 2. Bei Bestrahlung des Implantats mit dem Er:YAG-Laser und Wasserkühlung nahm die Implantattemperatur bei beiden Energieleistungen

Osseointegration der neu gelaserten Implantate

Die Abbildungen 3a bis c zeigen ein Implantat nach zwei Wochen in 10-facher und 200-facher Vergrößerung. Sowohl die nicht bestrahlte (Abb. 3b)

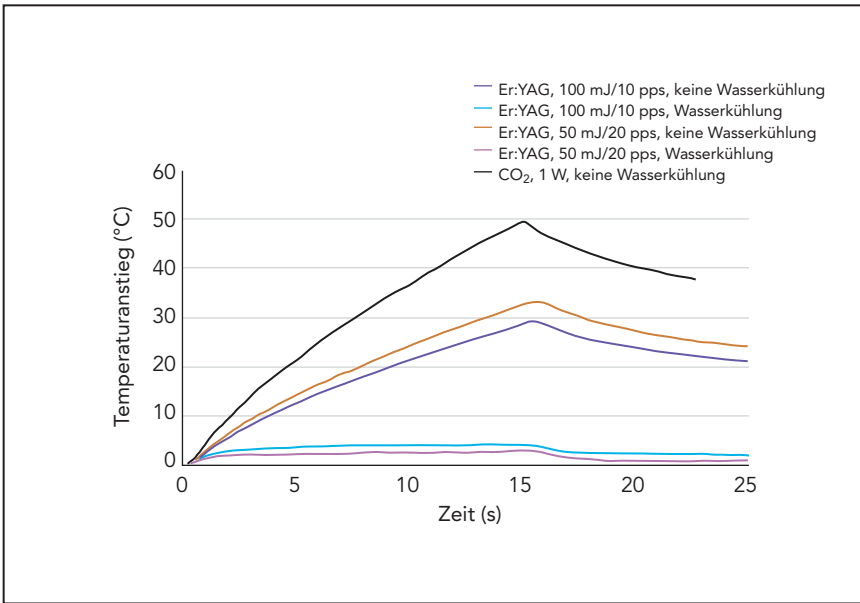


Abb. 2 Temperaturanstieg bei Laserbestrahlung. Die Ergebnisse zeigen, dass zur Behandlung der Periimplantitis der Er:YAG-Laser mit Wasserkühlung verwendet werden sollte.

als auch die bestrahlte Oberfläche (Abb. 3c) war geringfügig von knochenähnlichem Gewebe infiltriert. Die Abbildungen 4a bis c zeigen ein Implantat nach vier Wochen in 10-facher und 200-facher Vergrößerung. Auch hier befindet sich knochenähnliches Gewebe auf der nicht bestrahlten (Abb. 4b) und entlang der bestrahlten Oberfläche und füllt den periimplantären Spalt zu etwa einem Drittel aus (Abb. 4c). Die Abbildungen 5a bis c zeigen ein Implantat nach sechs Wochen in 10-facher und 200-facher Vergrößerung mit Knochenbildung auf der nicht bestrahlten (Abb. 5b) und der bestrahlten Oberfläche (Abb. 5c).

Diskussion

Optimale Strahlungsenergie

Von einer porösen Struktur, wie TiUnite, können Bakterien und Unreinheiten theoretisch durch einen Laser entfernt werden. In die Tiefe derart

inhomogener Strukturen kann der Laser jedoch nur schwer eindringen, da seine Strahlen immer geradeaus verlaufen. Daher hielten es die Autoren für besser, einen Teil der TiUnite-Oberfläche abzutragen (den kontaminierten Anteil der Titanoxidschicht). Der Er:YAG-Laser wird mit Abstand am besten von Wasser absorbiert – fast 10-mal besser als der CO₂-Laser, fast 70000-mal besser als der Nd:YAG-Laser und fast 600000-mal besser als der Diodenlaser. Bei der Absorption der Energie des Er:YAG-Lasers durch Wasser verdampft Letzteres sofort und vergrößert sein Volumen dabei um den Faktor 1000, sodass Mikroexplosionen auftreten. Diese Wirkung kann nach Ansicht der Autoren zur Behandlung der Periimplantitis verwendet werden.

Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass eine Energiedichte von weniger als 100 mJ/mm² die Oberfläche effektiv desinfiziert, weil die TiUnite-Schicht durch die vom Er:YAG-Laser verursachten Mikroexplosionen vollständig abgetragen wird.

Implantaterwärmung

Boulnois¹⁸ stellte fest, dass sich Körperzellen ab Temperaturen von 43 bis 45°C verformen und Proteine bei 60 °C denaturieren. Obwohl der CO₂-Laser nur geringfügig von Titan absorbiert wird und die Oberflächenstruktur nicht verändert, zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass Titanimplantate bei der Bestrahlung durch einen CO₂-Laser so stark erwärmt werden, dass es zu einer Knochennekrose kommt.

Ähnliche Schäden sind bei der Verwendung eines Er:YAG-Lasers ohne Wasserkühlung möglich. Unter Wasserkühlung erwärmt er das Implantat jedoch kaum und verursacht keine irreversiblen Schäden.

Osseointegration von neu gelaserten Implantaten

Das Tierexperiment belegt eine Osseointegration auf den neu gelaserten, nicht kontaminierten Oberflächen.

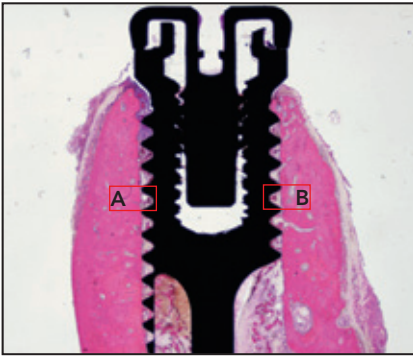


Abb. 3a Histologisches Präparat 2 Wochen nach der Implantation.

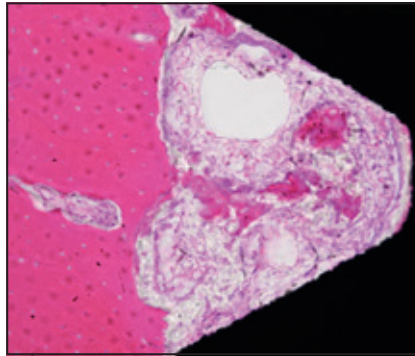


Abb. 3b Nicht bestrahlte TiUnite-Oberfläche mit der ursprünglichen, nicht abgetragenen TiUnite-Schicht (Vergrößerung des markierten Bereichs A in Abb. 3a; Vergrößerung x 200).

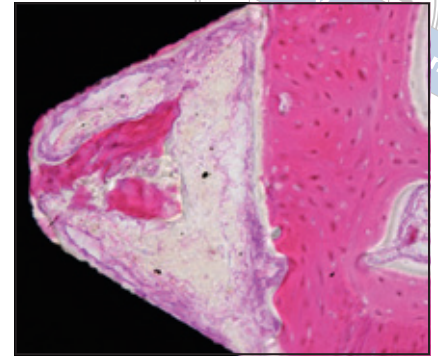


Abb. 3c Er:YAG-gelaserte Oberfläche (Vergrößerung des markierten Bereichs B in Abb. 3a; Vergrößerung x 200).

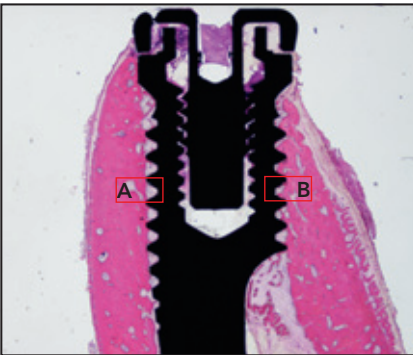


Abb. 4a Histologisches Präparat 4 Wochen nach der Implantation.

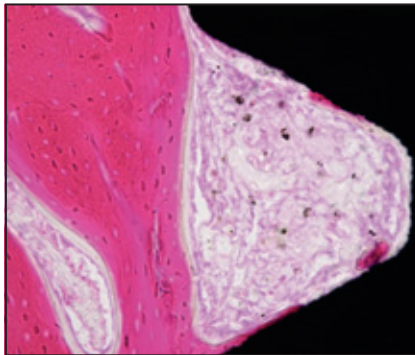


Abb. 4b Nicht bestrahlte Oberfläche (Vergrößerung des markierten Bereichs A in Abb. 4a; Vergrößerung x 200).

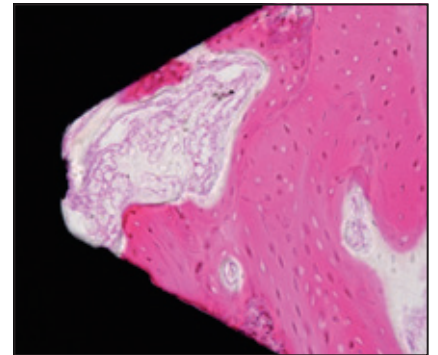


Abb. 4c Auf der Er:YAG-gelaserten Oberfläche sind deutlich neue Knochenzellen zu erkennen (Vergrößerung des markierten Bereichs B in Abb. 4a; Vergrößerung x 200).

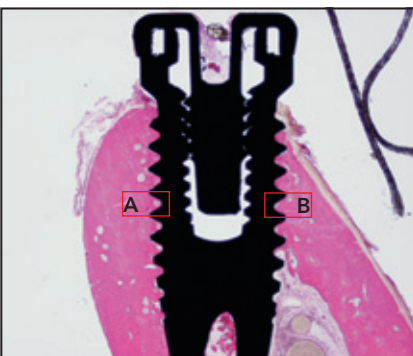


Abb. 5a Histologisches Präparat 6 Wochen nach der Implantation.

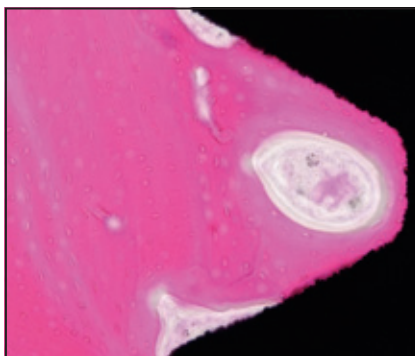
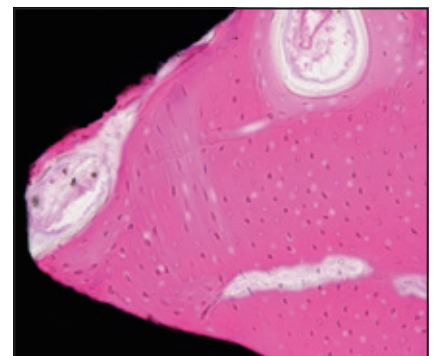


Abb. 5b und c Knochenwachstum auf der (b) nicht bestrahlten (Vergrößerung des markierten Bereichs A in Abb. 5a) und (c) Er:YAG-gelaserte Oberfläche (Vergrößerung des markierten Bereichs B in Abb. 5a). Somit ist auf einer gelaserten Oberfläche Knochenwachstum möglich (Vergrößerung x 200).



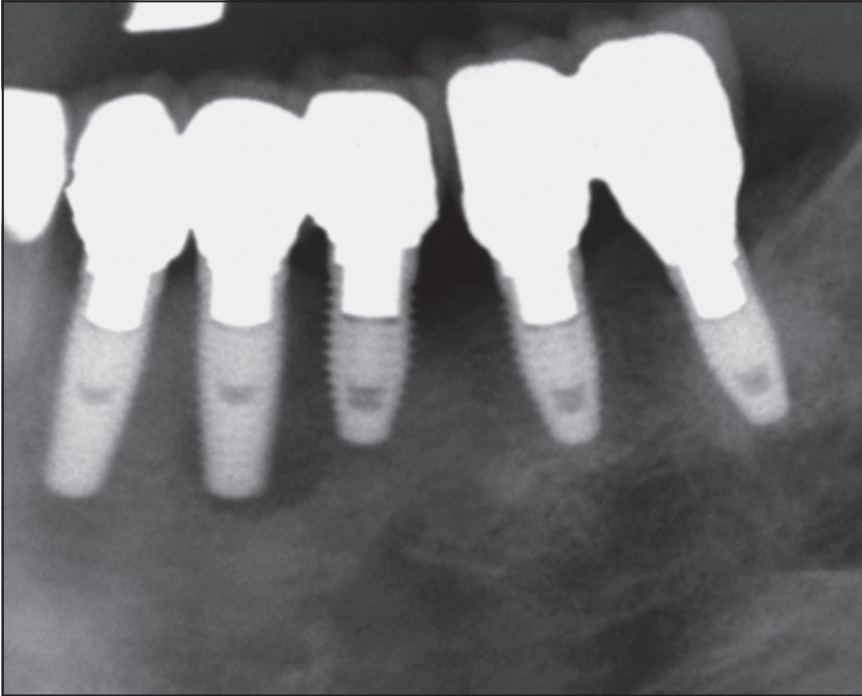


Abb. 6 Röntgenaufnahme mit deutlichem periimplantärem Knochenverlust im unteren linken hinteren Quadranten.

Auch Kreisler et al.¹⁰ berichteten von einer Sterilisation der Implantatoberfläche mit einem Er:YAG-Laser. Diese Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Probleme bei der Behandlung der Periimplantitis durch eine Bestrahlung mit dem Er:YAG-Laser überwunden werden können. Dazu wird die kontaminierte Titanoxidschicht abgetragen und eine neue, desinfizierte Oberfläche geschaffen, ohne das Implantatgewinde zu beschädigen. Die osteokonduktiven Eigenschaften dieser neuen Oberfläche scheinen genauso gut zu sein wie diejenigen der ursprünglichen (nicht gelaserten) TiUnite-Oberfläche.

Fallbericht

Im folgenden klinischen Fall wurde eine Periimplantitis mit einem Er:YAG-Laser behandelt: Im September 2006 erhielt eine 81-jährige Patientin insgesamt neun Implantate, von denen fünf in Abbildung 6 zu sehen sind: in Position des unteren linken Eckzahns, ersten und zweiten Prämolaren und ersten und zweiten Molaren. Nach vier Monaten wurden provisorische Restaurationen eingesetzt und sechs Monate später die definitiven Restaurationen. Nach fünf Monaten klagte die Patientin über periimplantäre Schwellungen. Die radiologische Untersuchung ergab im linken unteren hinteren Quadranten eine erhebliche

periimplantäre Resorption (Abb. 6). Nach dem Entfernen der Restaurationen war zu erkennen, dass sich die Implantate nicht gelockert hatten. Allerdings reichte die Entzündung bis in den Knochen – ein klarer Befund einer fortgeschrittenen Periimplantitis. Die weitere Untersuchung zeigte, dass es sich um eine CIST (cumulative interceptive supportive therapy) Klasse D (Sondierungstiefe > 5 mm, Blutung beim Sondieren und Knochenverlust > 2 mm) handelte. Die Periimplantitis wurde mit einem Er:YAG-Laser behandelt.

Nach Lokalanästhesie (2 % Lidocain) wurde im unteren linken Quadranten ein bukkaler Lappen abgehoben. Die Implantate waren zwar nicht

Abb. 7 Nach Mobilisierung eines bukkalen Lappens wurde mit dem Er:YAG-Laser eine große Menge entzündetes Granulationsgewebe entfernt.

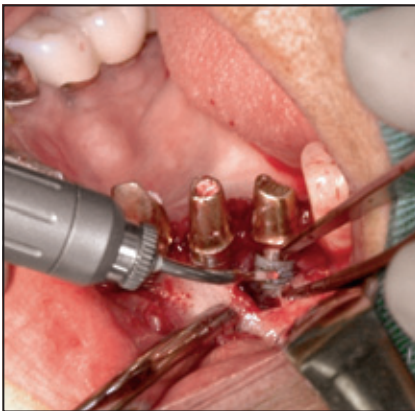


Abb. 8a und b Bei der Entfernung von kontaminiertem Granulationsgewebe mit einem Er:YAG-Laser wird nicht das Granulationsgewebe an sich bestrahlt, sondern der Kontaktbereich zwischen dem Granulationsgewebe und dem gesunden Knochen. Dadurch kann das kontaminierte Granulationsgewebe im Stück entfernt werden. Anschließend wurde die kontaminierte TiUnite-Oberfläche abgetragen und dadurch sterilisiert.

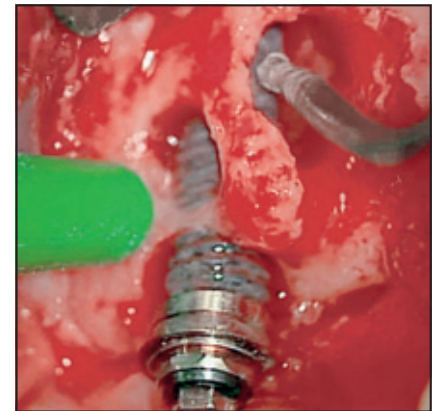


Abb. 9 Durch Verwendung des Er:YAG-Lasers mit Wasserkühlung wird das Implantat vor Überwärmung geschützt. Die Mikroexplosionen, die beim Auftreffen des Laserstrahls auf das Wasser entstehen, entfernen Blut und andere Sichthindernisse.

gelockert, es fanden sich aber eine erhebliche Knochenresorption und Granulationsgewebe (Abb. 7). Das infizierte Granulationsgewebe wurde mit dem Laser mit einer PS600T-Spitze und einer Leistung von 50 mJ, einer Pulsfrequenz von 20 pps und Kühlung durch 5 ml/min sterilisiertes Wasser entfernt (Abb. 8a und 8b). Normalerweise wird Granulationsgewebe mit einer Kürette abgetragen, was aber stark blutet und die Sicht auf den Behandlungsbereich einschränkt – ein Problem, das durch den Er:YAG-Laser mit Wasserkühlung behoben wurde. Durch die Wasserkühlung und die Mikroexplosionen beim Auftreffen des Laserstrahls auf das Wasser bleibt die Sicht auf

den Behandlungsbereich erhalten (Abb. 9).

Nach der Entfernung des infizierten Granulationsgewebes wurde die kontaminierte Implantatoberfläche durch das Abtragen einer Schicht der TiUnite-Oberfläche sterilisiert. Dazu wurde eine PS600T-Spitze bei einer Energieleistung von 50 mJ, einer Pulsfrequenz von 20 pps und einer Kühlung mit 5 ml/min Wasser leicht über die Oberfläche geführt. Die kontaminierte Oberflächenschicht wurde durch die Mikroexplosionen entfernt, die beim Auftreffen des Er:YAG-Laserstrahls auf das Wasser entstehen. Auf der abgetragenen Oberfläche waren dunkelgraue Flecke zu erkennen, die jedoch nicht durch Verkoh-

lung entstanden waren, sondern der durchschimmernden neuen Titanoberfläche entsprachen. Da Implantate normalerweise vertikal gesetzt werden, erreicht ein im rechten Winkel zum Implantat verwendeter Laser leicht die feinen Gewindegänge und kann die kontaminierte Titanoxidoberfläche durch die Abtragung sterilisieren.

Anschließend wurde ein autogenes Knochentransplantat eingebracht und mit einer resorbierbaren Membran abgedeckt; danach wurde die Wunde konventionell verschlossen. Die Kontrollaufnahmen drei Monate sowie zwei und drei Jahre nach der Operation (Abb. 10a bis c) zeigten eine deutliche Knochenregenerati-

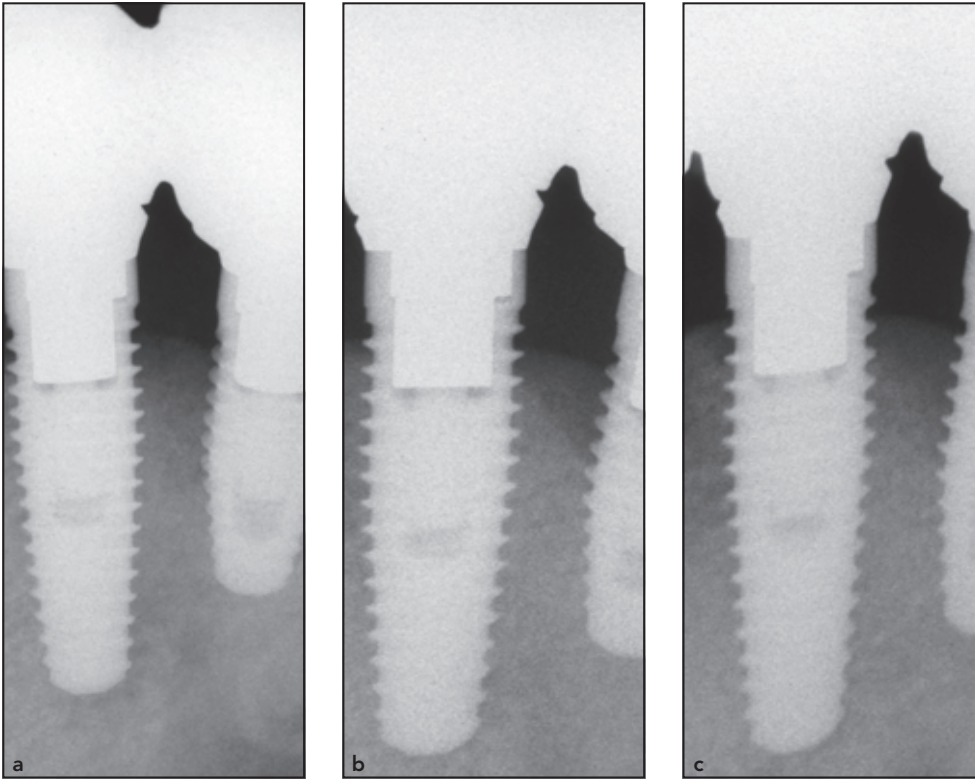


Abb. 10a bis c Die Kontrollaufnahmen (a) 3 Monate sowie (b) 2 und (c) 3 Jahre nach der Behandlung zeigen ein stabilisiertes Knochenwachstum.

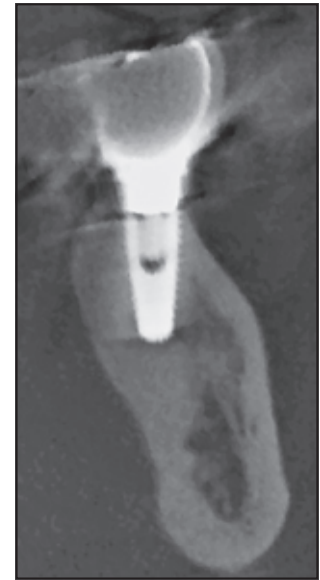


Abb. 11 Computertomografie 4 Jahre nach der Behandlung. Die Periimplantitis wurde behoben; der periimplantäre Bereich hat sich stabilisiert.

on. Vier Jahre nach der Behandlung erfolgte eine Computertomografie (bukkingualer Transversalschnitt, Abb. 11), die eine Stabilisierung des periimplantären Bereichs belegte.

Schlussfolgerungen

Der Er:YAG-Laser beseitigt durch Mikroexplosionen die kontaminierte Titanoxidschicht von Implantaten, die aufgrund einer Periimplantitis versagen. Bei Wasserkühlung erwärmt der Er:YAG-Laser das Implantat nur um wenige Grade und schädigt somit

weder das umgebende Knochengewebe noch hemmt er die Osseointegration. Das beschriebene Tierexperiment belegt zudem, dass auch die gelaserte Oberfläche eine Osseointegration ermöglicht.

Danksagungen

Die Autoren danken den Dr. Yoshihiro Ono, Yasukazu Miyamoto, Toshiaki Yoshino und Akira Aoki für ihre konstante Unterstützung. Die Autoren geben bezogen auf diese Studie keine Interessenkonflikte an.

Literatur

1. van Winkelhoff AJ. Consensus on peri-implant infections [in Dutch]. Ned Tijdschr Tandheelkd 2010;117:519–523.
2. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. J Clin Periodontol 2008;35(suppl): 286–291.
3. Schou S, Berglundh T, Lang NP. Surgical treatment of peri-implantitis. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:140–149.
4. Claffey N, Clarke E, Polyzois I, Renvert S. Surgical treatment of peri-implantitis. J Clin Periodontol 2008;35(suppl):316–332.



5. Ungvári K, Pelsöczy IK, Kormos B, et al. Effects on titanium implant surfaces of chemical agents used for the treatment of peri-implantitis. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;94:222–229.
6. Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C, Renvert S. Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: A single-blinded randomized longitudinal clinical study. II Microbiological results. *J Clin Periodontol* 2010;37:563–573.
7. Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G, Becker J. Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: A randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 2011;38:276–284.
8. Persson LG, Ericsson I, Berglundh T, Lindhe J. Osseointegration following treatment of peri-implantitis and replacement of implant components. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2001;28:258–263.
9. Deppe H, Horch HH, Henke J, Donath K. Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:659–667.
10. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, et al. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: An in vitro study. *J Periodontol* 2002;73:1292–1298.
11. Renvert S, Lindahl C, Roos Jansåker AM, Persson GR. Treatment of peri-implantitis using an Er:YAG laser or an air-abrasive device: A randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2011;38:65–73.
12. Stubinger S, Etter C, Miskiewicz M, et al. Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:104–111.
13. Badran Z, Bories C, Struillou X, Saffarzadeh A, Verner C, Soueidan A. Er:YAG laser in the clinical management of severe peri-implantitis: A case report. *J Oral Implantol* 2011;37(spec no):212–217.
14. Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Kiuchi S, Oda S, Ishikawa I. Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: A histological study. *Lasers Med Sci* 2007;22:143–157.
15. 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.
16. Schwarz F, Bieling K, Sculean A, Herten M, Becker J. Treatment of periimplantitis with laser or ultrasound. A review of the literature [in German]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004;114:1228–1235.
17. 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.
18. Boulnois JL. Photophysical processes in recent medical laser development. *Lasers Med Sci* 1986;1:47–66.