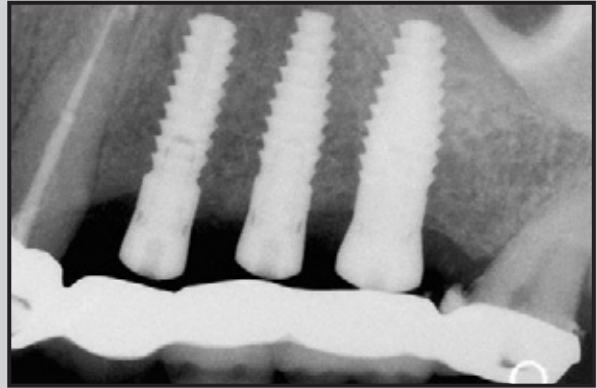
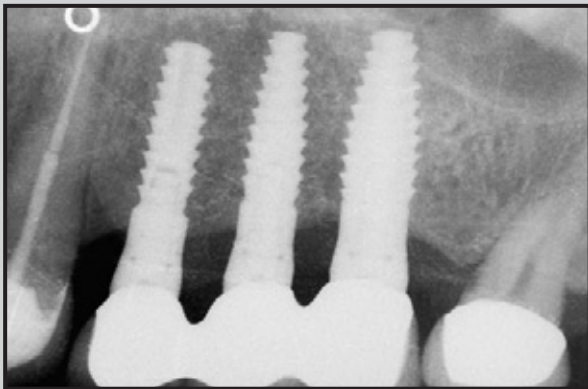


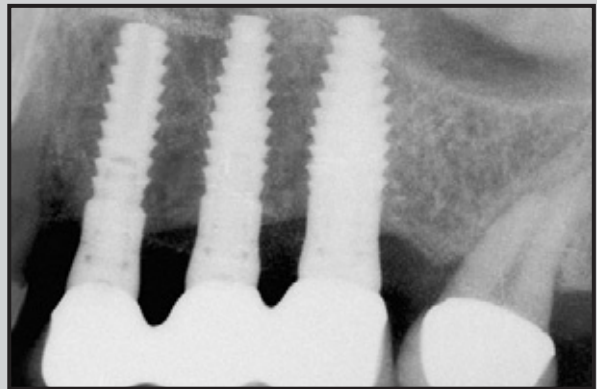
2005 (Ausgangssituation)



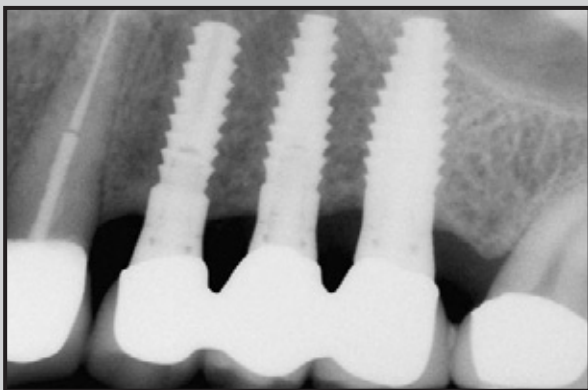
2005



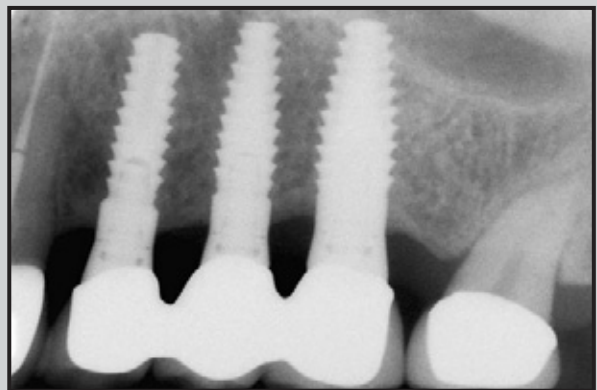
2006



2007

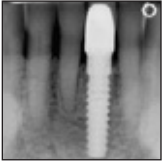


2008



2009

Röntgenologische Analyse des krestalen Knochenniveaus um Dentalimplantate mit Laser-Lok-Hals



Cary A. Shapoff, DDS*
Brent Lahey, DMD, MS*
Perry A. Wasserlauf, DMD*
David M. Kim, DDS, DMSc**

Diese retrospektive Röntgenstudie wurde durchgeführt, um die klinische Wirksamkeit von Implantaten mit Laser-Lok-Mikrorillen (8 und 12 µm) zu untersuchen. Anhand von humanhistologischen Untersuchungen sowie mit der Polarisationsmikroskopie und dem Rasterelektronenmikroskop (REM) wurde bereits früher eine Anhaftung von Bindegewebsfasern an die Laser-Lok-Mikrorillen des Implantathalses nachgewiesen. In dieser Analyse von 49 Implantaten wurde zwei Jahre nach der Versorgung ein durchschnittlicher Knochenkammabbau von 0,44 mm und nach drei Jahren ein Abbau von 0,46 mm nachgewiesen. Der Knochenabbau lag nur auf der Höhe des Halses vor. Auf dem Niveau der Implantatwindungen wurde kein Knochenabbau festgestellt. Die Röntgenuntersuchung der klinischen Anwendung dieses Implantats bestätigt frühere Befunde, nach denen die Etablierung einer biologischen Versiegelung von Bindegewebsfasern um ein Dentalimplantat klinisch relevant sein könnte. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2010;30:125–133.)

* Privatpraxis, Fairfield, Connecticut, USA.

** Assistenzprofessor, Division of Periodontology, Department of Oral Medicine, Infection and Immunity, Harvard School of Dental Medicine, Boston, Massachusetts, USA.

Korrespondenz an: Dr. Cary A. Shapoff, 71 Beach Road, Fairfield, CT 06430, USA;
E-Mail: cas@shapoff.com

An zweiteiligen Dentalimplantaten wird üblicherweise eine Resorption des krestalen Knochens bis zur ersten koronalen Implantatwindung festgestellt, nachdem das Abutment mit dem Implantat verbunden wurde. Bekanntlich treten am funktionell belasteten Dentalimplantat im ersten Jahr rund 1,0 mm und danach in jedem Jahr der Belastung 0,10 mm Knochenabbau auf¹⁻⁴. Als mögliche ursächliche Faktoren werden ein chirurgisches Trauma, eine okklusale Überlastung, die zu starken Spannungen im Implantat-Knochen-Verbund führt, ein Mikrospace, der im Implantat-Abutment-Verbund eine bakterielle Infiltration zur Folge hat, und die resultierende apikale Herstellung der biologischen Breite, um Platz für das suprakrestale Bindegewebe zu schaffen, genannt. Zu den Problemen im Zusammenhang mit der andauernden Resorption des Knochenkams gehört die Bildung eines entzündeten periimplantären Sulkus, der nicht gereinigt werden kann, eine Rezession, die zum Verlust von interproximalem Weichgewebe führt, und ein möglicher Knochenabbau, der die Stabilität des Implantats gefährden kann.

Das periimplantäre Bindegewebe, das sich nach einem Implantateingriff mit einem Laser-Lok-Implantat (BioLok International, Hersteller: Bioho-



rizons) bildet, fungiert als effektive Barriere für die apikale Migration des epithelialen Attachments. So wird das Knochenniveau durch 1 mm Bindegewebe geschützt. Das Bindegewebsattachment am natürlichen Zahn, dies als Vergleich, erfolgt über die Sharpey-Fasern, die senkrecht in den Wurzelzement einstrahlen. In früheren Beobachtungen zu osseointegrierten Implantaten wird beschrieben, dass diese Kollagenfasern parallel zum Implantat verlaufen⁶⁻¹⁴. Anhand von humanhistologischen Untersuchungen sowie mit der Polarisationsmikroskopie und dem REM wurde deutlich eine Anhaftung von Bindegewebsfasern an die Laser-Lok-Mikrorillen des Implantathalses nachgewiesen. Die Verwendung der Laser-Lok-Mikrorillen führte zu einem senkrecht ausgerichteten, funktionellen Attachment, das dazu beitrug, das Knochenniveau zu stabilisieren und den Abbau des krestalen Knochens zu reduzieren^{5, 15}.

In dieser retrospektiven Röntgenstudie wurde untersucht, wie effektiv der Laser-Lok-Hals zum Erhalt des krestalen Knochenniveaus beiträgt. Dies bezog sich speziell auf unterschiedliche klinische Situationen, wie sie in einer allgemeinen Zahnarztpraxis auftreten. Eine röntgenologische Auswertung wurde als geeignet betrachtet, weil die Veränderungen des krestalen Knochenniveaus, die in standardisierten periapikalen Röntgenaufnahmen festgestellt werden, im Vergleich zu einer Analyse nicht dekalkifizierter histologischer Biopsate sehr genau messbar sind¹⁶.

Material und Methode

Diese Studie wurde in einer einzelnen Zahnarztpraxis mit 41 nacheinander behandelten Patienten (Durchschnittsalter 62 Jahre) durchgeführt, die in der Zeit von Februar 2005 bis

Januar 2007 insgesamt 50 Laser-Lok-Dentalimplantate erhielten. 37 Implantate wurden in den Oberkiefer und 13 in den Unterkiefer inseriert (35 mit Innenverbindung und 15 mit Außensechskant). Die entsprechende allgemein- und zahnmedizinische Anamnese wurde geprüft, es fanden klinische und röntgenologische Untersuchungen statt und jeder Patient unterzeichnete die Einwilligung nach Information. Die ausgewählten Patienten gehörten zu denen, die üblicherweise an eine parodontologische Praxis überwiesen werden. Es gab keine signifikante allgemeinmedizinische Vorgeschichte, und es wurden keine Medikamente eingenommen, die die meisten chirurgischen Parodontaleingriffe ausgeschlossen hätten. Die Patienten wurden entsprechend den anerkannten zahnmedizinischen Richtlinien auf den Eingriff vorbereitet. Die Implantateingriffe erfolgten ambulant. Nach der örtlichen Betäubung (2 % Lidocain mit 1:100000 Epinephrin) wurden mit einer horizontalen Inzision Lappen voller Dicke gelöst, um die Knochenoberfläche freizulegen. Um die Einsicht in den Bereich zu verbessern, wurden bei Bedarf vertikale Inzisionen geführt. Die Implantatosteotomie erfolgte nach den Herstellerangaben. Anschließend wurden die Implantate inseriert. Der primäre Lappenverschluss erfolgte mit resorbierbaren und nicht resorbierbaren Nähten. Mit einer Paralleltechnik wurden postoperative digitale periapikale Röntgenaufnahmen gemacht, um das Knochenniveau der Ausgangssituation genau zu bestimmen (Gendex Dental Systems, KaVo). Die Patienten wurden angewiesen, die Zähne im Eingriffsbereich nicht zu putzen oder mit Zahnseide zu reinigen, bis 14 Tage nach dem Eingriff die Fäden entfernt worden waren. Weiterhin sollten sie eine Woche lang täglich den Mund mit 0,12 %

Chlorhexidinmundspülung spülen, und sie erhielten entsprechende Antibiotika und Schmerzmittel.

Bis zur Wiedereröffnung und dem Einsetzen des Abutments fanden postoperative Routineuntersuchungen statt. Mit einer Stanztechnik wurden die Deckschrauben freigelegt und durch Heilungsabutments ersetzt, wenn an der fazialen Seite des Implantats genügend keratinisierte Gingiva vorlag. In Bereichen mit einer inadäquaten Gingivazone wurde ein Mukoperiostlappen voller Dicke gelöst. Dann wurden die Heilungsabutments inseriert und der Lappen wurde apikal verschoben, um eine breitere Gingivazone zu schaffen. Anschließend wurde eine digitale periapikale Röntgenaufnahme angefertigt. Vom initialen Implantateingriff bis zum Einsetzen des Heilungsabutments vergingen durchschnittlich 4,8 Monate.

Kurz nach der Restauration und dann nach einem und etwa zwei und drei Jahren erfolgten weitere Röntgenaufnahmen. Diese digitalen Röntgenaufnahmen wurden mit dem Analyse-Toolkit (Adobe) in Photoshop CS3 importiert. Für jedes Implantat erfolgten drei Messungen: Die Implantatlänge an der Mittelachse und die mesiale und distale krestale senkrechte Knochenlänge bis zum apikalen Ende des Implantats (diente als Referenzpunkt). Alle Messungen wurden dann für die Analyse in eine Excel-Tabelle (Microsoft 2007) übertragen. Die mesiale und distale krestale senkrechte Knochenlänge wurde anhand der bekannten Implantatlänge an der Mittelachse standardisiert. Dann wurden die Durchschnittswerte für die mesiale und distale krestale Knochenlänge und die durchschnittliche Veränderung des Knochenniveaus berechnet. Damit die Messungen objektiv und unvoreingenommen verliefen, erhielt jeder Implantatbereich eine Seriennummer und einen Code.

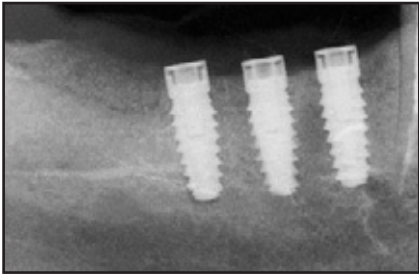


Abb. 1a Insertion von drei Laser-Lok-Implantaten bei einer 75-jährigen Frau mit ausgeprägtem Bruxismus.

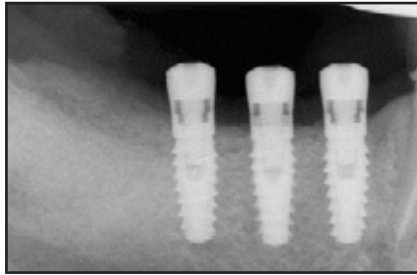


Abb. 1b Die Heilungsabutments wurden 5 Monate nach dem Eingriff inseriert.

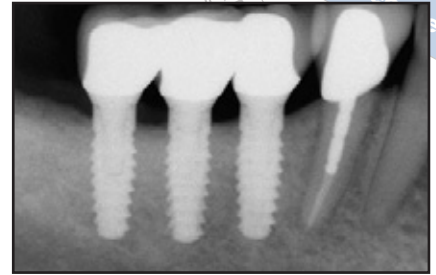


Abb. 1c Röntgenaufnahme der restaurierten Laser-Lok-Implantate nach 2 Jahren Funktion.

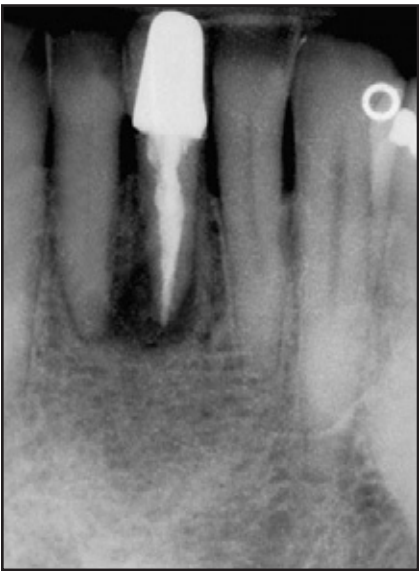


Abb. 2a Initiale Röntgenaufnahme eines Defekts am unteren linken zentralen Schneidezahn. Der Bereich zeigte den vollständigen Verlust des fazialen Knochens und das Implantat wurde mithilfe eines Knochentransplantats und einer resorbierbaren Barrieremembran inseriert.

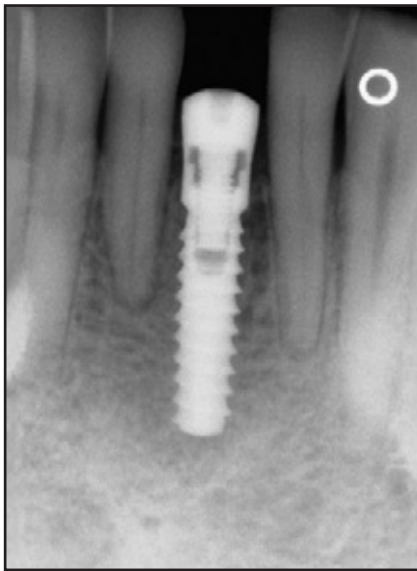


Abb. 2b Das Heilungsabutment wurde 5 Monate nach der Implantatinsertion (s. Abb. 2a) inseriert.

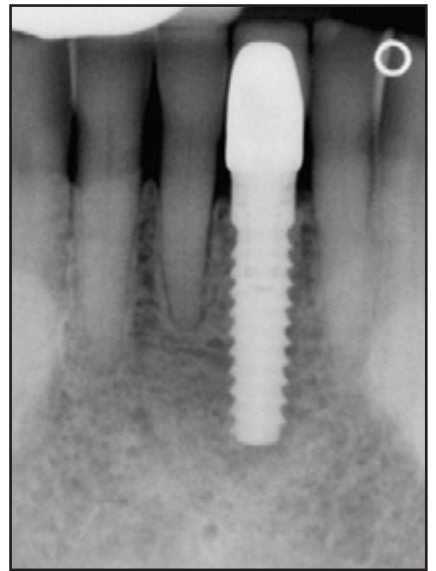


Abb. 2c (oben) und 2d (unten) Röntgenaufnahme (c) und klinisches Foto (d) des restaurierten Implantats nach zwei Jahren. Das krestale Knochenniveau ist stabil.



Ergebnisse

In unterschiedlichen klinischen Situationen, wie sie üblicherweise in einer Zahnarztpraxis vorkommen, wurden insgesamt 50 Implantate inseriert. Die

Implantate wurden in unbezahnte Bereiche, in Bereiche, die vorher ein Knochentransplantat erhalten hatten, sowie in frische Extraktionsalveolen inseriert (Abb. 1 bis 3). 39 der 50 Implantate wurden im Frontzahn-

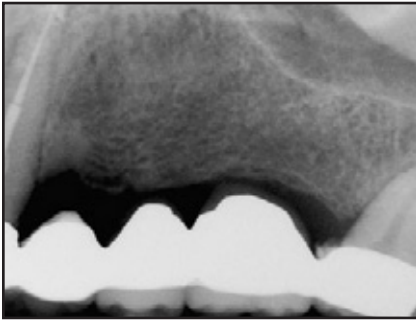


Abb. 3a (links) *Initiale Röntgenaufnahme einer fehlgeschlagenen Brücke im oberen linken Seitenzahnbereich. Ein CT-Scan zeigte eine Kammbreite von 4 bis 5 mm. Zum Zeitpunkt der Implantatinsertion war eine Bone-Splitting-Technik erforderlich.*

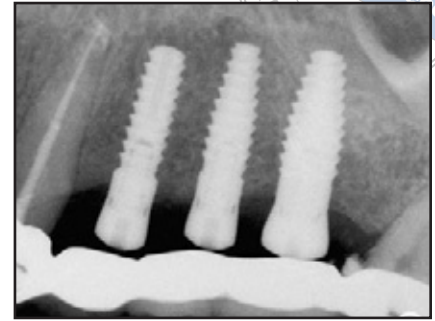


Abb. 3b (rechts) *Die Heilungsabutments wurden 3,5 Monate nach dem Bone-Splitting und der Implantatinsertion inseriert.*

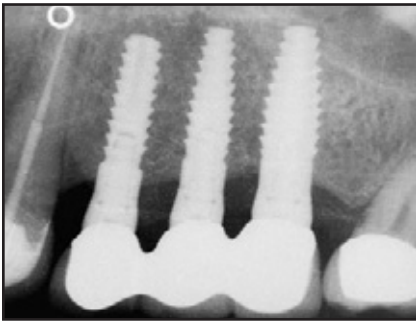
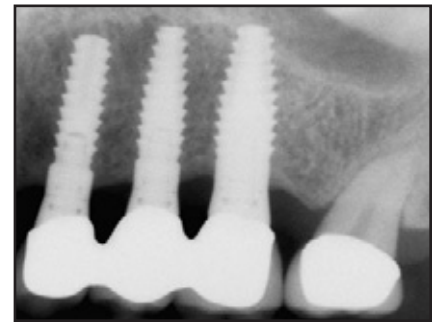
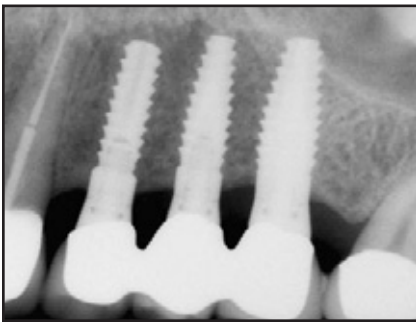
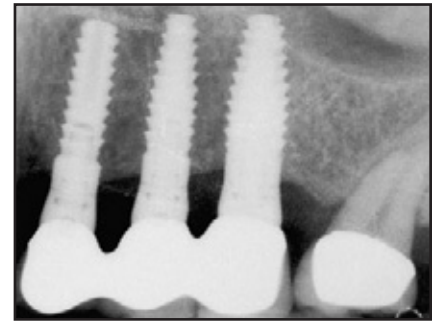


Abb. 3c bis 3f *Digitale Röntgenaufnahmen, die ein Jahr (oben links), 2 Jahre (oben rechts) 3 Jahre (unten links) und 4 Jahre (unten rechts) nach der Restauration gemacht wurden und die Stabilität des krestalen Knochens zeigen.*



bereich inseriert (78 %), 11 im Molarbereich (22 %) (Abb. 4 und 5). Ein Implantat schlug wegen eines endodontischen Abszesses an einem Nachbarzahn fehl. Für die Röntgenanalyse standen also insgesamt 49 Implantate zur Verfügung.

Das röntgenologische krestale Knochniveau wurde in Millimetern

vom höchsten Punkt der Implantatplattform zum ersten Knochen-Implantat-Kontakt gemessen. Von 41 der ursprünglich 49 Implantate wurden zwei Jahre nach der Restauration Röntgenaufnahmen gemacht (Abb. 1, 2 und 4). Von 30 dieser Implantate wurden nach drei Jahren Röntgenaufnahmen gemacht (Abb.

3 und 5). Bei einer kleinen Zahl der Implantate war ein noch längeres röntgenologisches Follow-up möglich (Abb. 3f). Die durchschnittliche Veränderung des krestalen Knochniveaus in der Gruppe, die zwei Jahre nach der Restauration untersucht wurde, betrug $-0,44 \pm 0,10$ mm. In der Gruppe, die drei Jahre nach der



Abb. 4a Initiale Röntgenaufnahme eines hoffnungslosen oberen rechten zentralen Schneidezahns.



Abb. 4b Insertion des Heilungsabutments 6 Monate nach der Implantation und Knochentransplantation der Extraktionsalveole.

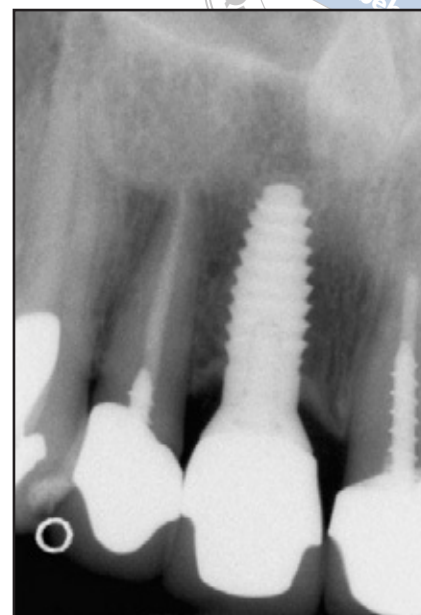


Abb. 4c Digitale Röntgenaufnahme des 5 mm breiten Laser-Lok-Implantats 2 Jahre nach der Restauration.

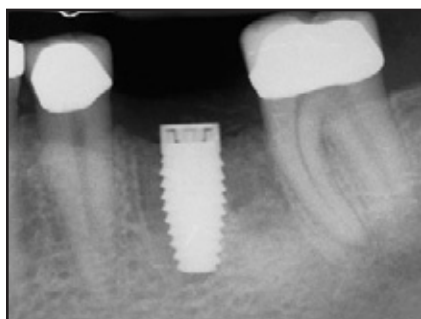


Abb. 5a Initiale Insertion eines Laser-Lok-Implantats von 5 mm in einen Bereich, der 5 Monate zuvor, nach der Extraktion des frakturierten Zahns, transplantiert worden war.

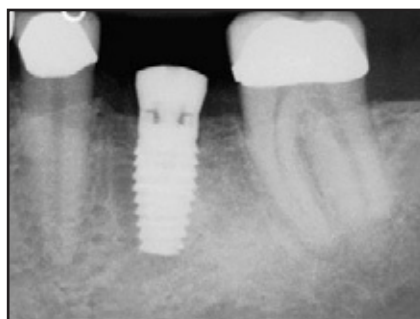


Abb. 5b 3 Monate nach der Implantation wurde ein Heilungsabutment inseriert.

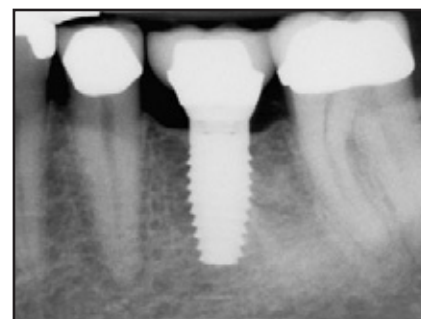


Abb. 5c Follow-up des Laser-Lok-Implantats nach 3 Jahren. Die Stabilität und größere Dichte des krestalen Knochens an den Mikrorillen des Implantathalses sind zu erkennen.

Restauration untersucht wurde, betrug sie $-0,46 \pm 0,12$ mm (Abb. 6). Bei der durchschnittlichen Veränderung des krestalen Knochenniveaus gab es zwischen den beiden Gruppen keinen statistisch signifikanten Unterschied ($P > 0,05$). Außerdem zeigten die Daten der Implantate, die in unbezahnte Bereiche, vorher trans-

plantierte Bereiche und frische Extraktionsalveolen inseriert worden waren, keine statistisch signifikanten Unterschiede. Deshalb wurden alle Implantate kollektiv analysiert.

Diskussion

Der Erhalt des Hart- und Weichgewebeniveaus an einem Implantat hängt zum Teil davon ab, wie gut die Oberflächeneigenschaften des Implantats das Zell- und Gewebeattachement fördern. Es wurden mehrere Modifizierungen der Oberflächen-

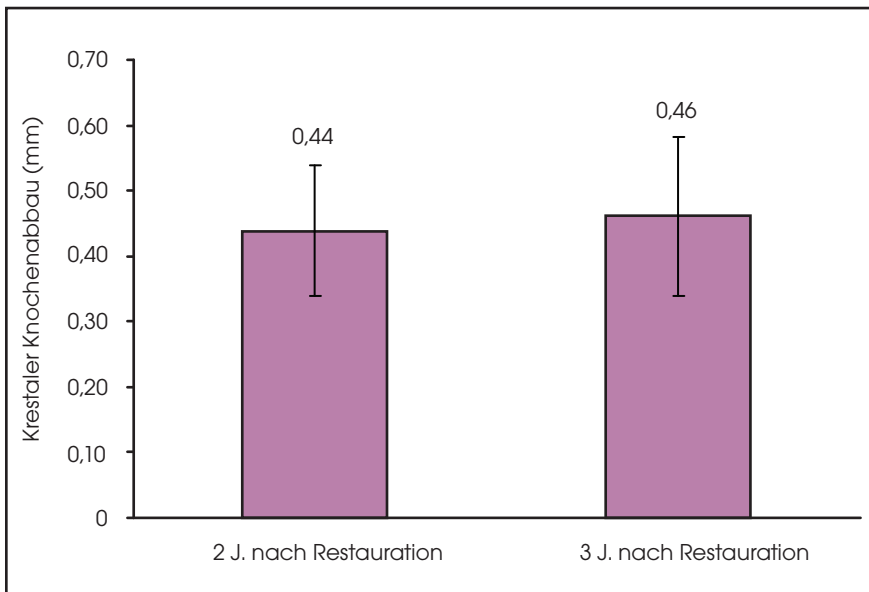


Abb. 6 Veränderung des durchschnittlichen kristallinen Knochenlevels in zwei unterschiedlichen Zeiträumen.

merkmale, wie Topografie, Struktur, Chemie, Oberflächenspannung und Benetzbarkeit untersucht, um festzustellen, wie die marginale Weich- und Hartgewebeintegration mit unterschiedlichen Implantatoberflächen verbessert werden kann^{15, 17–20}. Die Oberflächenmikrotopografie ermöglicht den verschiedenen Zelltypen eine unterschiedlich ausgeprägte Adhäsion, Proliferation, Organisation und Differenzierung^{18, 19}.

Die Forschung zu humanen mesenchymalen Stammzellen an aufgerauten Titanoberflächen, die für eine Oberflächennanotopografie behandelt worden waren, zeigte eine ausgeprägte Osteoinduktion und Osteogenese der adhären Zellen²¹. Insgesamt ergibt sich aus diesen Studien, dass die Verwendung von Oberflächen mit einer Mikro- und Nanotopografie notwendig ist. Oberflächenmikrorillen mit einer bestimmten Form und Tiefe haben einen konkreten Einfluss auf die Osteoblasten- und Fibroblastenzellfunktion gezeigt^{22–25}, da sie gleichzeitig die

Epithelinvasion und -proliferation begrenzen^{5, 20}.

Der relative Erfolg eines Dentalimplantats steht in direktem Zusammenhang mit dem Knochenlevel und dem Bindegewebsattachement am Implantat. Die Mikro- und Nanotopografie eines Implantats spielen bei der Beeinflussung des Attachments und der Differenzierung vieler Zelltypen eine entscheidende Rolle. Dazu zählen die gingivalen Fibroblasten, die für die Produktion des kollagenreichen Bindegewebes um Dentalimplantate verantwortlich sind. Die funktionelle Ausrichtung der Bindegewebskollagenfasern, die in den Implantathals inserieren, wurde von einigen Untersuchern festgestellt. Allerdings war die Ausrichtung anscheinend von der Beschaffenheit der Mukosa beeinflusst^{7, 26, 27}. In der alveolären Mukosa tendierten die Fasern zu einer parallelen Ausrichtung und in der keratinisierten Mukosa waren sie eher senkrecht ausgerichtet²⁸. In präklinischen und klinischen Untersuchungen wurden routinemäßig

Bindegewebsfasern parallel zur Implantatoberfläche nachgewiesen^{6, 8, 13, 14, 17}. In einer neueren veröffentlichten Studie wurde die histologische Ausrichtung der Kollagenfasern um glatte Implantathälse mit der Ausrichtung um mit Zirkonoxid beschichtete Oberflächen verglichen. Unabhängig vom Implantatmaterial war die Ausrichtung der Kollagenfasern vorwiegend parallel oder parallel-schräg²⁹.

Die Spannungskonzentrationen im krestalen Knochen um Implantate hängen vom Implantatdesign und davon ab, wie gut die Implantate sich dem benachbarten Knochen anpassen³⁰. In einer neueren technischen Finite-Element-Studie wurde gezeigt, dass das Laser-Lok-Design im krestalen Knochen geringere Spannungen auslöst. Dies betraf insbesondere die Spannungen im Zusammenhang mit der außeraxialen Belastung, die normalerweise im Bereich des Implantathalses auftreten³¹. In einer Tierstudie wurden Implantathälse, deren Oberfläche mit dem Laser aufgeraut worden war, mit maschinieren Implantathälse verglichen. Es wurde gezeigt, dass an den maschinieren Halsen eine stärkere Epithelinvasion und Osteoklastenaktivität mit einer stärkeren Kraterbildung stattfand²⁰. Außerdem war der Knochen an den laserbearbeiteten Implantathals besser adaptiert, die Epithelinvasion war verringert und das Bindegewebsattachment erhöht. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigten also die Hypothese, dass ein Implantathals, dessen Oberflächenmikrostruktur mit dem Laser bearbeitet wurde, die Epithelinvasion reduzieren, das Attachment von Weichgewebe und Knochen verbessern und die biologische Breite eines natürlichen Gebisses simulieren kann. Nevins et al.⁵ zeigten ferner in einer REM- und einer humanhistologischen Analyse, dass die Laser-Lok-Oberflä-

che um die laserbearbeiteten Halsbereiche der Implantate ein Bindegewebsattachment erzeugen kann. Die 12- μm -Rillen zeigten das beste Potenzial, das Wachstum des fibrösen Gewebes in Relation zum Wachstum der Knochenzellen zu hemmen. Die 8- μm -Rillen hemmten die Epithelzellmigration über die Rillen hinaus am effektivsten^{20, 24, 25}. Ähnliche Ergebnisse zeigte eine In-vitro-Studie von Boyan und Schwartz³², aus der hervorging, dass mit bestimmten Abständen und Höhenbereichen in der Oberflächenmikrostruktur eine optimale Zellreaktion erreicht werden kann. Es gibt noch andere Dentalimplantatsysteme mit Rillenoberfläche an der koronalen Seite des Implantats. Allerdings sind diese Rillen erheblich breiter (200 bis 250 μm) und auf der Zellebene moduliert ihre Oberfläche die Osteoblastenmorphologie nicht so effektiv wie die Laser-Lok-Mikrorillen mit 8 und 12 μm ³³.

In dieser retrospektiven Röntgenanalyse, die in einer allgemeinen Zahnarztpraxis durchgeführt wurde, wurden 49 Laser-Lok-Implantate bis zu drei Jahre nach der Restauration untersucht, um die Veränderung im krestalen Knochenniveau in Relation zum höchsten Punkt der Implantatplattform zu ermitteln. Die Ergebnisse zeigten einen durchschnittlichen Verlust der krestalen Knochenhöhe ab dem initialen Eingriff bis zur Untersuchung, die zwei bzw. drei Jahre nach der Restauration stattfand, von $0,44 \pm 0,10$ mm und $0,46 \pm 0,12$ mm. In einer früheren, unveröffentlichten Studie, die 2000 von Shapoff an sechs Patienten durchgeführt wurde, wurde ein Laser-Lok-Mikrorillenhals auf einem BioLok-Implantat mit 1 mm Außensechskant verwendet. Dabei zeigte sich ein sehr stabiles krestales Knochenniveau, das acht Jahre lang erhalten blieb.

Zu den Einschränkungen der aktuellen Röntgenstudie gehört, dass

sie retrospektiv ist und dass nicht standardisierte Röntgenaufnahmen verwendet wurden. Die Ergebnisse stimmen allerdings mit einer prospektiven kontrollierten Studie überein, die von Pecora et al.¹⁵ durchgeführt wurde. In jener Studie wurde mit dem Laser-Lok-Implantat der krestale Knochenabbau nach drei Jahren auf etwa 0,6 mm reduziert. Bei einem maschinieren Implantatthals zeigte sich hingegen ein Knochenabbau von 1,9 mm. Außerdem wies das Laser-Lok-Implantat bei den Sicherheitsparametern wie Plaque-Index und Sulkusblutungsindex ähnliche Werte auf wie das Implantat mit dem maschinieren Hals.

Es gab noch weitere Versuche, den erwarteten krestalen Knochenabbau von 1,5 bis 2,0 mm zu reduzieren, z. B. durch die Verwendung von einteiligen Implantaten oder mithilfe des Platform-Switching³⁴⁻³⁸. Cappiello et al.³⁶ untersuchten z. B. den Knochenabbau um 75 zweiteilige Implantate, die nach dem Platform-Switching-Protokoll restauriert worden waren. Ihre Röntgenanalyse zeigte nach 12 Monaten einen vertikalen Knochenabbau von 0,6 bis 1,2 mm (Durchschnitt: $0,95 \pm 0,32$ mm). Eine vor Kurzem veröffentlichte prospektive 5-Jahres-Studie zu Implantaten mit Platform-Switching zeigte einen Abbau von 0,6 mm krestalem Knochen vom apikalen Rand des glatten Metallkragens, im Vergleich zu 0,9 mm beim Abutment mit passendem Durchmesser³⁹.

In dieser Studie wurde ein Implantat mit Außensechskant mit einer minimalen Halsdimension verwendet. Die Implantate wurden in vielen Fällen 1 mm subkrestal inseriert. Die erreichten Ergebnisse waren ähnlich wie die Ergebnisse der vorliegenden Studie.

Schlussfolgerungen

Die Verwendung der Laser-Lok-Oberfläche führte zu einem stabilen Knochenniveau ohne Knochenabbau bis zur ersten Implantatwindung. Die Laser-Lok-Implantate zeigten drei Jahre nach der Restauration einen geringeren krestalen Knochenabbau als die allgemein akzeptierten 1,5 bis 2,0 mm. Das ist wahrscheinlich das Ergebnis des stabilen Knochenattachments, des fibrösen Bindegewebsattachments und des Epithelattachments am Implantatthals, womit eine stabile Weichgewebeversiegelung erreicht wurde, die den krestalen Knochen schützte.

Danksagung

Die Autoren danken Dr. Soo Woo Kim für die Röntgenanalyse.

Literatur

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
3. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-281.
4. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Nys L. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: Periodontal aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:655-663.
5. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:111-121.
6. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81-90.
7. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol* 1992;63:225-235.
8. Listgarten MA, Buser D, Steinemann SG, Donath K, Lang NP, Weber HP. Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. *J Dent Res* 1992;71:364-371 (erratum 1992;71:1267).
9. Chavrier C, Couble ML, Hartmann DJ. Qualitative study of collagenous and non-collagenous glycoproteins of the human healthy keratinized mucosa surrounding implants. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:117-124.

10. Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Some characteristics of the ridge mucosa before and after implant installation. A prospective study in humans. *J Clin Periodontol* 1996;23:1008–1013.
11. Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Composition of plaque-associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects. *J Clin Periodontol* 1997;24:119–123.
12. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol* 2000 1998;17:47–54.
13. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 1999;26:658–663.
14. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: A case report. *J Periodontol* 1997;68:694–700.
15. Pecora GE, Ceccarelli R, Bonelli M, Alexander H, Ricci JL. Clinical evaluation of laser microtexturing for soft tissue and bone attachment to dental implants. *Implant Dent* 2009;18:57–66.
16. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:475–485.
17. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA titanium implants: Preliminary results of a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:481–488.
18. Ellingsen JE. Surface configurations of dental implants. *Periodontol* 2000 1998;17:36–46.
19. Hamilton DW, Chehroudi B, Brunette DM. Comparative response of epithelial cells and osteoblasts to microfabricated tapered pit topographies in vitro and in vivo. *Biomaterials* 2007;28:2281–2293.
20. Weiner S, Simon J, Ehrenberg DS, Zweig B, Ricci JL. The effects of laser microtextured collars upon crestal bone levels of dental implants. *Implant Dent* 2008;17:217–228.
21. Valencia S, Gretzer C, Cooper LF. Surface nanofeature effects on titanium-adherent human mesenchymal stem cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:38–46.
22. Ricci JL, Grew JC, Alexander H. Connective-tissue responses to defined biomaterial surfaces. I. Growth of rat fibroblast and bone marrow cell colonies on microgrooved substrates. *J Biomed Mater Res A* 2008;85: 313–325.
23. Grew JC, Ricci JL, Alexander H. Connective-tissue responses to defined biomaterial surfaces. II. Behavior of rat and mouse fibroblasts cultured on microgrooved substrates. *J Biomed Mater Res A* 2008;85:326–335.
24. Frenkel SR, Simon J, Alexander H, Dennis M, Ricci JL. Osseointegration on metallic implant surfaces: Effects of microgeometry and growth factor treatment. *J Biomed Mater Res* 2002;63:706–713.
25. Soboyejo WO, Nemetski B, Allameh S, Marcantonio N, Mercer C, Ricci J. Interactions between MC3T3-E1 cells and textured Ti6Al4V surfaces. *J Biomed Mater Res* 2002;62:56–72.
26. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;9:15–25.
27. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM, Howley TP, Winslow J. A histological evaluation of a functional endosseous, porous-surfaced, titanium alloy dental implant system in the dog. *J Dent Res* 1988;67:1190–1195.
28. Rompen E, Domken O, Degidi M, Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: A literature review. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(suppl 2): 55–67.
29. Teté S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: An animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:52–58.
30. Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: A quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:88–95.
31. Alexander H, Ricci JL, Hrico GJ. Mechanical basis for bone retention around dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:306–311.
32. Boyan BD, Schwartz Z. Modulation of osteogenesis via implant surface design. In: Davies JE (ed). *Bone Engineering*. Toronto: EM², 2000:232–239.
33. Zinger O, Zhao G, Schwartz Z, et al. Differential regulation of osteoblasts by substrate microstructural features. *Biomaterials* 2005;26:1837–1847.
34. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12:559–571.
35. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9–17.
36. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:347–355.
37. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol* 2008;79:2166–2172.
38. Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:551–557.
39. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: A 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:103–109.