

ROLAND M. MEIER^{1*}
CHANTAL PFAMMATTER^{1*}
NICOLA U. ZITZMANN²
ANDREAS FILIPPI¹
SEBASTIAN KÜHL¹

¹ Klinik für zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Hebelstrasse 3, 4056 Basel

² Klinik für Parodontologie, Endodontologie und Kariologie, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Hebelstrasse 3, 4056 Basel

* R. Meier und Ch. Pfammatter haben zu gleichen Teilen an der vorliegenden Arbeit mitgewirkt (äquivalente Erstautorenschaft)

Korrespondenzadresse

Dr. med. dent. Roland Meier
Klinik für zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Hebelstrasse 3, 4056 Basel

Tel. 061 267 26 10

Fax 061 267 26 07

R.Meier@unibas.ch

Schweiz Monatsschr Zahnmed 122: 720–724 (2012)

Zur Veröffentlichung angenommen: 16. Dezember 2011

Oberflächenbeschaffenheit nach Implantoplastik

Keywords: Periimplantitis, resektive Periimplantitistherapie, Rasterelektronenmikroskop, rotierende Instrumente

Zusammenfassung Die Implantoplastik hat zum Ziel, raue, in die Mundhöhle exponierte Implantatoberflächen zu glätten, um die Plaqueadhäsion zu reduzieren und damit die Reinigbarkeit zu vereinfachen. Hierbei kommen rotierende Instrumente zur Anwendung. Ziel der vorliegenden Studie war es, unterschiedliche rotierende Instrumente hinsichtlich ihrer Effektivität und Effizienz zur Glättung mikrorauer Implantatoberflächen zu vergleichen. Hierzu wurden 22 Implantate unter standardisierten Bedingungen mit zehn unterschiedlichen Fräsen und einem Schleifkörper bearbeitet und rasterelektronenmikroskopisch analysiert. Zudem erfolgte die Erfassung der Rauigkeitswerte (Ra-Werte, arithmetischer Mittenrauwert, Rz-Werte, gemittelte Rautiefe) mittels taktile Oberflächenmessung. Für jedes Instrument wurde der Zeitaufwand ermittelt, der bis zum Errei-

chen einer subjektiv als glatt bewerteten Oberfläche benötigt wurde. Die statistische Analyse umfasste die Berechnung der Mittelwerte (\pm SD) für die benötigte Zeit, Ra- und Rz-Werte sowie die Überprüfung von Korrelationen zwischen diesen Parametern nach Logarithmieren der Werte mit linear gemischten Modellen. Für alle in der Studie eingesetzten rotierenden Instrumente wurden unabhängig vom Design (kugelförmig oder kegelförmig) deutlich unterschiedliche Bearbeitungszeiten sowie signifikante Unterschiede (jeweils $p < 0.001$) hinsichtlich der Ra- und Rz-Werte ermittelt. Der Zeitaufwand korrelierte nicht mit den Ra- ($p = 0,44$) oder den Rz-Werten ($p = 0,83$). Im Vergleich zu kugelförmigen Hartmetallfräsen mit Querrillen wies die kegelförmige Fräse die geringsten mittleren Rauigkeitswerte ($< 1 \mu\text{m}$) auf.

Einleitung

Periimplantitis wird als eine Entzündung der periimplantären Weichgewebe mit progressivem Verlust des knöchernen Stützgewebes an einem unter Funktion stehenden Implantat definiert (ALBREKTSSON & ISIDOR 1994, ZITZMANN & BERGLUNDH 2008). Die Inzidenz einer Periimplantitis variiert stark von 12% bis 40% (FRANSSON ET AL. 2005). Die Therapie einer Periimplantitis stellt sich nicht zuletzt aufgrund mangelnder wissenschaftlicher Daten als komplex dar. Grundsätzlich wird zwischen einer nicht chirurgischen/geschlossenen und einer chirurgischen/offenen Behandlung unterschieden. Während die nicht chirurgische Therapie auf mechanischem Débridement und lokaler Desinfektion basiert (RENVERT ET AL. 2008), werden chirurgische Vorgehen in ein regeneratives und ein resektives Verfahren unterteilt. Das Ziel der regenerativen Therapie besteht darin, den periimplantären knöchernen Defekt mittels Knochen und/oder Knochenersatzmaterialien im Sinne einer Restitutio ad integrum zu regenerieren (CLAFFEY ET AL. 2008). Bei der rese-

ktiven Therapie wird mit dem Ziel der «Taschenelimination» das periimplantäre Weichgewebe auf das Niveau des knöchernen Defektes verlagert (ROMEO ET AL. 2005). Neben der Weichteil-Exzision unter Erhalt von marginal mindestens 3 mm keratinisierter Mukosa können die Osteotomie zur Schaffung einer positiven Knochenarchitektur sowie die Implantoplastik, das heisst eine Glättung der rauen Implantatoberfläche mit rotierenden Instrumenten, indiziert sein. Die Implantoplastik wird in dem später in die Mundhöhle exponierten Anteil durchgeführt, um dort eine erneute bakterielle Adhäsion zu verringern, die Reinigbarkeit zu optimieren und somit einer erneuten Periimplantitis vorzubeugen.

Bei der Implantoplastik können unterschiedliche rotierende Instrumente wie schneidende Hartmetallfräsen und schleifende Diamanten eingesetzt werden. In jedem Fall sollte anschliessend eine Bearbeitung mit Polierern (Brownies, Greenies und Super-Greenies) erfolgen. Die Bearbeitung rauer Implantatoberflächen ist sehr zeitaufwendig, und es ist offensichtlich, dass eine effektive Glättung eine zeitsparende Politur ermög-

licht. Eine Optimierung der Abläufe durch Auswahl geeigneter Instrumente ist für die betroffenen Patienten von grossem Vorteil. Bisher gibt es keine Studien, welche die Effektivität und Effizienz unterschiedlicher Fräsen oder Schleifkörper zur Implantoplastik verglichen haben. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, unterschiedliche rotierende Instrumente hinsichtlich ihrer Effektivität und Effizienz zur Glättung rauer Implantatoberflächen zu vergleichen.

Material und Methoden

22 Implantate (SLActive®, Ø 4,1 mm Regular Neck, Standard Plus, Länge 10 mm, Straumann®, Basel, Schweiz) wurden mit elf rotierenden Instrumenten unterschiedlicher Form, Grösse und unterschiedlichem Lamellendesign bearbeitet (Abb. 1). Unter den zehn Hartmetallfräsen wurden sechs kugelförmige (Nr. 1–6), ein zylinderförmiger (Nr. 7), ein kegelförmiger (Nr. 9) und zwei konische (Nr. 8, 10) Instrumente in die Untersuchung mit ein-

bezogen. Darüber hinaus kam ein konischer Rotringdiamant (Nr. 11) als Referenzschleifkörper zur Anwendung (Tab. I). Die Hartmetallfräsen Nr. 8 und 9 wurden in einem roten Winkelstück verwendet, während die restlichen rotierenden Instrumente in einem Handstück eingespannt wurden. Zwei verschiedene Untersucher (R. M. und C. P.) wandten die ausgewählten rotierenden Instrumente bei jeweils elf Implantaten an. Die Implantate wurden in einem Schraubstock, welcher auf einer Waage (Finobalance® Original DT 51323, Mettler Toledo, Greifensee, Schweiz, Messbereich 1–2000 g) starr befestigt war, eingespannt. Auf jedem Implantat wurden zwei Areale auf der SLActive®-Oberfläche mithilfe einer auf 3 mm fixierten Schublehre eingeritzt (Abb. 2) und mit einem Stift entsprechend markiert. Die Implantatoberflächen wurden vom jeweiligen Untersucher unter standardisierten Verhältnissen mit einem der Schleifkörper geglättet, bis visuell keine Implantatwindungen mehr vorhanden waren und die SLActive®-Oberfläche vollständig abgetragen war (Abb. 3). Zur Überprüfung eines kons-



Abb. 1 Übersicht und REM-Aufnahmen der untersuchten rotierenden Hartmetallfräsen (Nr. 1–10) und des Referenzschleifkörpers (Nr. 11)



Abb. 2 Markierung der definierten Implantatoberfläche mit Schublehre

Tab. I Angaben zu den Schleifkörpern

	Firma	Ref. Nr.	Form	Beschreibung anhand Komet®-Katalog
1	Komet	H141 104 018	Kleine Kugel (Ø 1,8 mm)	Knochenfräser rund schnittfreundige Ausführung
2	Komet	H141 104 027	Mittlere Kugel (Ø 2,7 mm)	Knochenfräser rund schnittfreundige Ausführung
3	Komet	H141 104 035	Grosse Kugel (Ø 3,5 mm)	Knochenfräser rund schnittfreundige Ausführung
4	Komet	H141A 104 018	Kleine Kugel (Ø 1,8 mm)	Knochenfräser rund spezielles Schneidendesign für ruhigen Lauf
5	Komet	H141A 104 027	Mittlere Kugel (Ø 2,7 mm)	Knochenfräser rund spezielles Schneidendesign für ruhigen Lauf
6	Komet	H141A 104 035	Grosse Kugel (Ø 3,5 mm)	Knochenfräser rund spezielles Schneidendesign für ruhigen Lauf
7	Komet	H161 104 016	Zylinder (Ø 1,6 mm, 9 mm lang)	Knochenfräser Lindemann
8*	Komet	H856G 310 020	Konische Hohlkehle (Ø 2,0 mm, 8 mm lang)	Grobe Verzahnung mit Querhieb, speziell für Titanbearbeitung
9*	Komet	H390 310 016	Granate (Ø 1,6 mm, 4 mm lang)	Finierer mit 12 Schneiden
10	Komet	H138FST 104 023	Konische Hohlkehle (Ø 2,3 mm, 8 mm lang)	Feine schnittfreundige Verzahnung mit Querhieb für Titanbearbeitung
11	Komet	855 104 025	Konisch (Ø 2,5 mm, 7 mm lang)	Konisch abgerundete Spitze

* Spezialanfertigungen mit längerem Schaft



Abb. 3 Bearbeitung eines Implantates mit dem Referenzschleifkörper Nr. 11

tantan Anpressdrucks diente die Waage, wobei der maximale Anpressdruck bei 50 g definiert wurde. Beide Behandler bearbeiteten mit jeweils einem Schleifkörper zwei Oberflächenareale. Die Implantatoberflächen wurden mit einer Umdrehungszahl von 20000 Umdrehungen pro Minute so lange geglättet, bis dieser Bereich subjektiv als glatt beurteilt wurde. Bei jedem Versuch wurde die Zeit, die für das Glätten der Implantatoberfläche benötigt wurde, dokumentiert. Für die Auswertungen wurden die Messwerte beider Behandler gepoolt.

Jede bearbeitete Implantatoberfläche wurde auf einer definierten Messstrecke (Taststrecke 4,80 mm, Messbereich 80 µm) an drei unterschiedlichen Stellen mit einem Rauigkeitsmesser (Hommeltester® T1000, Osterwalder Messtechnik AG, Zug, Schweiz) abgetastet und sämtliche Höhen- und Tiefenunterschiede aufgezeichnet. Da jeweils vier Oberflächenareale mit identischen rotierenden Instrumenten bearbeitet wurden, ergaben sich pro Instrument zwölf Rauigkeitswerte (Ra-Werte). Beim Hommeltester® erfolgt die Abtastung der Oberfläche mit einem Diamanten, der mit konstanter Geschwindigkeit und gleichbleibendem Auflagedruck über die Oberfläche entlang einer Linie bewegt wird. Im Taster befindet sich eine hochpräzise Lagerung der Tastspitze (Krümmungsradius $R \sim 5 \mu\text{m}$, Öffnungswinkel $j \sim 85^\circ$), welche sich besonders für mechanisch bearbeitete Oberflächen eignet. Die Vertikalbewegungen der Spitze, welche durch Profilverunregelmäßigkeiten ausgelöst werden, transferiert ein Wandler in ein elektrisches Signal, welches verstärkt, digitalisiert und gespeichert wird. Die Ergebnisse werden am Display angezeigt und als Zahlenwert mit einem Profildigramm ausgedruckt. Anhand dieser Diagramme wurden die relevanten Werte Ra und Rz erhoben, welche folgendermassen definiert sind:

Ra (arithmetischer Mittenrauwert):

Ra ist der Mittelwert der absoluten Werte des modifizierten Rauigkeitsprofils, bezogen auf die Mittellinie über einer Bezugsstrecke.

Rz (gemittelte Rautiefe):

Rz ist das arithmetische Mittel der Differenzen zwischen den fünf höchsten und den fünf tiefsten Punkten eines Profils innerhalb einer Bezugsstrecke auf der zu messenden Oberfläche.

Bei der Messung des Ra-Wertes wurden alle unter der Mittellinie liegenden Rauigkeitsspitzen konvertiert, sodass für die Ermittlung des Mittelwertes nur positive Daten zur Anwendung kamen. Zusätzlich wurden alle Implantatoberflächen mit

einem hochauflösenden Feldemissions-Raster-Elektronenmikroskop (REM, Philips® XL 30 ESEM, Eindhoven, Holland) fotografiert und miteinander verglichen. Die REM-Untersuchungen dienten der Visualisierung der zuvor bestimmten Ra- und Rz-Werte. Alle Implantatoberflächen wurden in unterschiedlichen Vergrößerungen beurteilt (25- und 100-fache Vergrößerung).

Statistische Analyse

Für die Parameter Zeitaufwand, Ra und Rz wurden die Mittelwerte mit Standardabweichung ($\pm SD$) ermittelt. Als Signifikanzniveau wurde bei allen Testverfahren eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,05 (zweiseitig) festgelegt. Zur Analyse von Korrelationen zwischen dem Zeitaufwand und den Ra- oder Rz-Werten sowie zwischen Ra und Rz wurden die Werte logarithmiert und dann lineare gemischte Modelle mit «rotierenden Instrumenten» als festem Effekt und «Messung» als zufälligem Effekt durchgeführt. Die geometrischen Mittel mit 95% Vertrauensintervallen wurden aus den zurücktransformierten Kontrasten der Modelle berechnet. Alle Berechnungen erfolgten mit dem Statistikprogramm R (R Version 2.12.2).

Resultate

Zeitaufwand

Der Zeitaufwand, der zum Erreichen einer subjektiv glatten Implantatoberfläche erforderlich war, variierte in Abhängigkeit von der Form der Instrumente erheblich ($p < 0,001$, Abb. 4). Dabei wies der diamantierte Referenzschleifkörper Nr. 11 mit einer mittleren Zeit von 208 Sekunden die grösste Zeitdauer auf und wich signifikant von den Hartmetallfräsen ab ($p < 0,001$, geometrisches Mittel 0,276 mit 95% CI: 0,323; 0,378). Am schnellsten wurde die Implantatoberfläche mit der Fräse Nr. 8 (konisch) in 47 Sekunden geglättet. Unter den Hartmetallfräsen zeigten sich mit Ausnahme von Nr. 10 (117 Sekunden) keine grösseren Zeitunterschiede mit Werten zwischen 59 und 84 Sekunden.

Ra- und Rz-Werte

Die mit den verschiedenen Instrumenten bearbeiteten Oberflächen zeigten sowohl hinsichtlich der Ra- als auch bei den Rz-Werten signifikante Unterschiede (jeweils $p < 0,001$, Abb. 5a und b, Boxplots unter Darstellung von Maximum, 75% Quartil, Median, 25% Quartil und Minimum). Hartmetallkugelfräsen mit Einkerbungen an den Schneidblättern (Nr. 4, 5, 6) er-

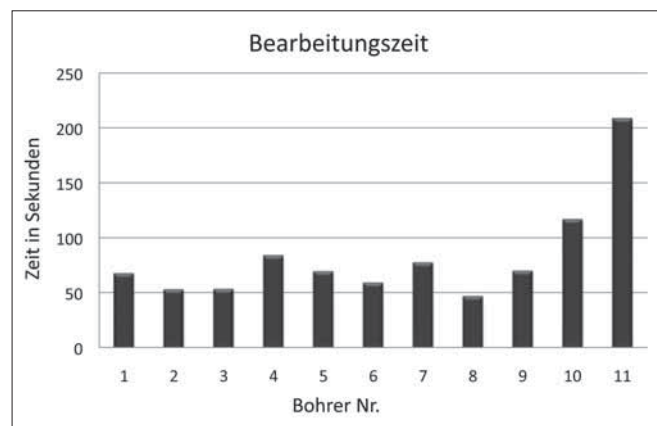


Abb. 4 Benötigte Bearbeitungszeit (in Sekunden) der Implantatoberflächen (n=4 pro rotierendes Instrument)

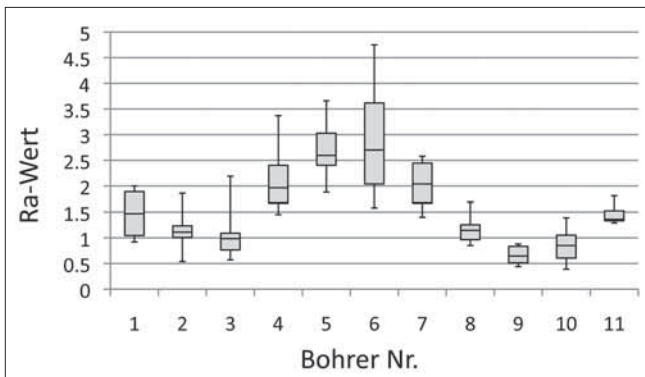


Abb. 5a Boxplot der erhobenen Ra-Werte (Oberflächen pro rotierendes Instrument, n=4)

zeugten höhere Ra- und Rz-Werte und wiesen damit rauere Oberflächen auf. Die Hartmetallkugelfräsen, die keine Einkerbungen aufwiesen (Nr. 1, 2, 3), zeigten vergleichbare Ra- und Rz-Werte. Die Resultate nach Anwendung des diamantierten Schleifkörpers (Nr. 11) lagen im mittleren Bereich mit einer geringen Streuung der Messwerte. Die besten Ergebnisse wurden mit der Fräse Nr. 9 (kegelförmig) erzielt, der bei geringer Streuung als einziges Instrument Ra-Werte von unter 1 µm aufwies. Die schlechtesten Ergebnisse mit einem mittleren Ra-Wert von 2,9 µm und Rz von 20,0 µm wurden mit der Kugelfräse Nr. 6 ermittelt.

Die Ra- und Rz-Werte wiesen eine hohe Korrelation auf ($p < 0,001$, Abb. 6). Demnach erfolgt bei einer Erhöhung des Rz-Wertes um eine Einheit eine Vergrößerung des Ra-Wertes um das 2,3-fache (geometrisches Mittel; 95% CI: 2,13; 2,6). Der Zeitaufwand war hingegen nicht mit den Ra- ($p = 0,44$) oder den Rz-Werten ($p = 0,83$) korreliert. Dies deutet darauf hin, dass eine längere Bearbeitungszeit nicht unmittelbar mit einem günstigeren Ra- und Rz-Wert einhergeht.

REM-Auswertung

Alle Implantate zeigten in der REM-Übersichtsaufnahme (25-fache Vergrößerung) eine homogene Oberflächenbeschaffenheit, teilweise mit tieferen oder flacheren Einbuchtungen. In den Nahaufnahmen (100-fache Vergrößerung) der bearbeiteten Implantatoberflächen zeigten sich in Abhängigkeit vom Lamellendesign der angewendeten Hartmetallfräsen jedoch

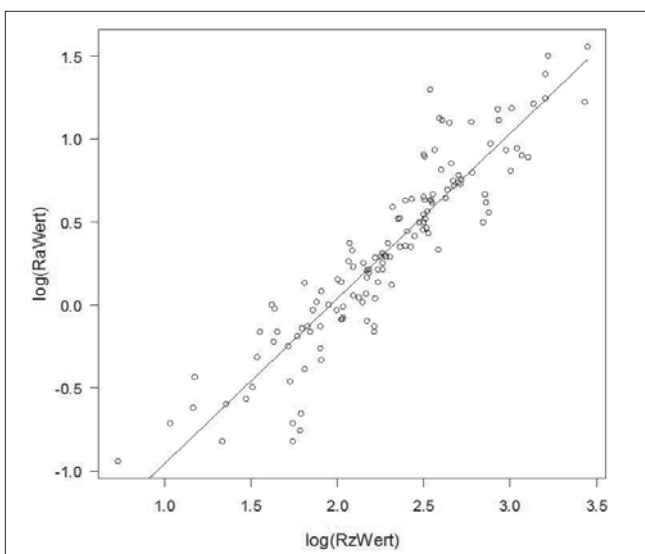


Abb. 6 Korrelationen zwischen Ra- und Rz-Werten

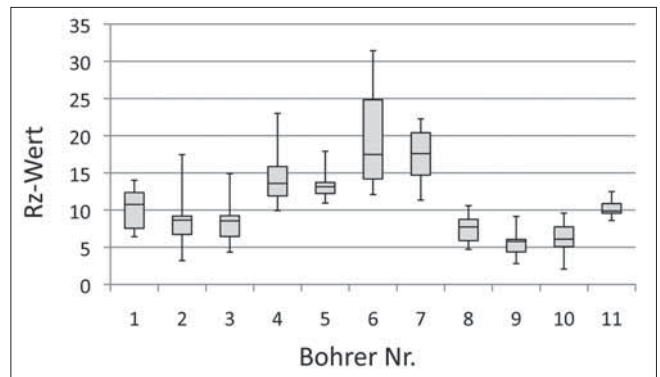


Abb. 5b Boxplot der erhobenen Rz-Werte (Oberflächen pro rotierendes Instrument, n=4)

große Unterschiede. Rauere Oberflächen wurden nach Verwendung der kugelförmigen Instrumente Nr. 4, 5 und 6 gefunden, bei denen Einkerbungen in den Schneidblättern vorhanden sind (Abb. 7). Im Gegensatz dazu wirkten sich die Einkerbungen bei den konischen Instrumenten Nr. 8 und 10 in einer visuell glatteren Beschaffenheit der Oberfläche aus (Abb. 8), was auch mit entsprechend tieferen Ra-Werten einherging.

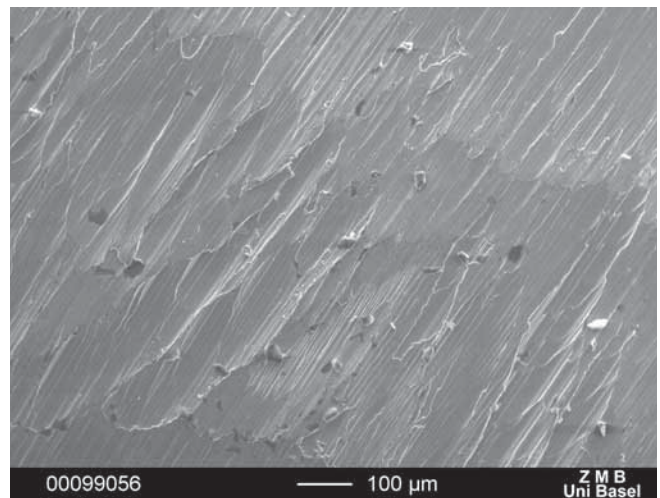


Abb. 7 REM-Aufnahme des bearbeiteten Implantates mit dem Instrument Nr. 6 (100-fache Vergrößerung)

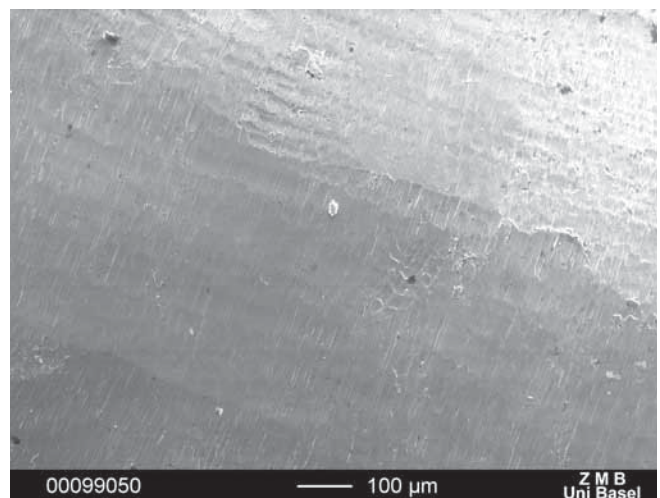


Abb. 8 REM-Aufnahme des bearbeiteten Implantates mit dem Instrument Nr. 10 (100-fache Vergrößerung)

Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden unterschiedliche rotierende Instrumente hinsichtlich ihrer Effektivität und Effizienz zur Implantoplastik verglichen. Die Effektivität wurde taktill mittels Tastschnittgerät gemessen und zur Evaluation der Effizienz mit der benötigten Zeit korreliert. Dabei zeigte sich, dass das Profil des verwendeten rotierenden Instrumentes einen grösseren Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit hat als die Dauer der Oberflächenbehandlung. Die Arbeitsleistung der rotierenden Instrumente wird massgeblich durch ihre Schnittgeschwindigkeit bestimmt (WILWERDING & AIELLO 1990) und ist abhängig von der Grösse des Durchmessers. Umso erstaunlicher ist es, dass die grösseren Kugelfräsen in der vorliegenden Arbeit eher schlechtere Rauigkeitswerte aufwiesen als die kleineren kugelförmigen Fräsen. Kugelförmige Hartmetallfräsen arbeiten aufgrund ihrer Geometrie punktförmig im Bereich des Scheitelpunkts. Kegelförmige Hartmetallfräsen hingegen bilden eine Kontaktfläche zur Unterlage, wodurch die bessere Schneidleistung erklärt werden kann. Darüber hinaus ist bekannt, dass Hartmetallfräsen bei hohen Umdrehungszahlen eher rauere Oberflächenprofile erzeugen als bei niedrigeren Umdrehungszahlen (HEIDEMANN 1999). Durch den grösseren Durchmesser der Kugelfräsen ergeben sich somit höhere Schnittgeschwindigkeiten, was möglicherweise einen negativen Einfluss auf die Rauigkeit hat. Prinzipiell zeigten Hartmetallfräser mit Querrillen in dieser Studie durchschnittlich höhere Rauigkeitswerte (R_a und R_z) im Vergleich zu Hartmetallfräsen ohne Querrillen, sodass letztere für die Implantoplastik bevorzugt werden sollten.

Um die Rauigkeit der bearbeiteten Flächen zu ermitteln, wurde neben dem R_a -Wert auch der R_z -Wert erfasst und in Boxplots grafisch dargestellt (Abb. 5a und b). Der R_a -Wert ist der am häufigsten verwendete Parameter zur Beschreibung von Rauigkeiten, weist aber im Gegensatz zum R_z -Wert eine grosse Varianz bei Mehrfachmessungen auf. In unserer Versuchsreihe konnte jedoch eine gute Übereinstimmung mit vergleichbaren Standardabweichungen zwischen den ermittelten R_a - und R_z -Werten beobachtet werden. Die Rauigkeit der Implantatoberflächen kann die initiale Biofilmadhäsion wesentlich beeinflussen (TEUGHELIS ET AL. 2006) und die Etablierung einer periimplantären Entzündung begünstigen (DOHAN EHRENFEST ET AL. 2010). Jedoch zeigten Studien, dass unterhalb eines R_a -Wertes von $0,2 \mu\text{m}$ keine Beeinflussung der Quantität und Zusammensetzung des Biofilms nachweisbar ist (BOLLEN ET AL. 1996, QUIRYNEN ET AL. 1996). Die R_a -Werte der vorliegenden Studie repräsentieren die Rauigkeitswerte der Erstbearbeitung der Implantatoberflächen und lagen im Bereich von $0,39$ – $4,75 \mu\text{m}$. Klinisch ist eine zusätzliche Oberflächenbehandlung mit Polierern (Brownies, Greenies und Super-Greenies) erforderlich, um den angestrebten R_a -Wert von $0,2 \mu\text{m}$ zu erreichen. Zudem ist die mögliche Kontamination des Wundareals weiterführend zu untersuchen.

Um einen Vergleichswert zu diamantierten Schleifkörpern zu ermitteln, wurde ein Rotringdiamant in diese Studie mit einbezogen. Erstaunlicherweise wies dieser Diamant (Nr. 11) einen Rauigkeitswert auf, der unterhalb der Mittelwerte der Hartmetallfräsen lag. Allerdings war ein höherer Zeitaufwand erforderlich, um eine subjektiv suffizient glatte Implantatoberfläche zu erzielen.

Klinisch ist neben einer glatten Oberfläche eine kurze Operationszeit anzustreben. Der benötigte Zeitaufwand zum Glätten der Oberfläche wird unter anderem durch die Geometrie der rotierenden Instrumente beeinflusst. Dabei spielen der Durch-

messer, der Drallwinkel, die Tiefe der Windungen und die Form des Instrumentes eine entscheidende Rolle. Bei der Hartmetallfräse Nr. 10, welche keine grosse Abtragungsfläche und keine tiefen Windungen aufwies, wurde mehr Zeit benötigt als bei allen anderen Hartmetallfräsen. Auch die Fräse Nr. 4, welche einen geringeren Durchmesser des Kopfes aufwies, zeigte ebenfalls einen leicht erhöhten Zeitbedarf. Das beste Resultat bezüglich des Zeitaufwandes erzielte die schneidende Hartmetallfräse Nr. 8 vermutlich infolge des flachen Drallwinkels, den tiefen Windungen und den Einkerbungen der Schneidblätter.

Auch die Druckanwendung, die während der Implantoplastik erforderlich wird, ist hinsichtlich einer eventuellen Temperaturerhöhung der Implantatoberfläche zu berücksichtigen. Beim Bearbeiten der Implantate mit Diamantfräsen (Nr. 11) wird im Allgemeinen ein höherer Anpressdruck verwendet, was sich infolge der Erwärmung negativ auf die Osseointegration auswirken kann. So haben In-vivo-Studien gezeigt, dass Knochenzellen einen kritischen Wert von 47°C tolerieren, bevor eine Nekrose induziert wird (ERIKSSON & ALBREKTSSON 1983, SHARAWY ET AL. 2002, CHACON ET AL. 2006). Obwohl in der vorliegenden Untersuchung keine Messungen zur Temperaturveränderung durchgeführt wurden, konnte eine subjektive Erwärmung der Implantatoberfläche festgestellt werden.

In der dargestellten Versuchsanordnung wurden die Implantate horizontal bearbeitet (Abb. 3), um sowohl mit dem Handstück als auch mit dem Winkelstück eine kontrollierte Druckanwendung mit einem maximalen Anpressdruck von 50 g zu gewährleisten. Klinisch ist zu berücksichtigen, dass die Ausdehnung des periimplantären Defekts, die Art und Verankerungsform der Suprakonstruktion (Kronen, verschiedene Retentionselemente, verschraubt oder zementiert), die Geometrie des Implantates sowie das Vorhandensein einer Implantatschulter die Zugänglichkeit zur Implantatoberfläche und die Möglichkeiten der Bearbeitung erheblich beeinflussen können. Grundsätzlich ist die präoperative Entfernung der Suprastruktur – wenn immer möglich – zu empfehlen, um auch bei trichter- und spaltförmigen Defekten eine ausreichende Zugänglichkeit zu gewährleisten. Aufgrund dieser morphologischen Besonderheiten können in klinischen Situationen rotierende Instrumente indiziert sein, die in vitro weniger gute Resultate erzielt haben. Deshalb sind die Hartmetallfräse Nr. 9 sowie alle Kugelfräsen aufgrund ihrer Form und Grösse zur Bearbeitung der Implantatoberflächen geeignet, da sie eine ideale Anlagerung an die Oberfläche ermöglichen.

Schlussfolgerungen

Die vorliegende Untersuchung hat gezeigt, dass Implantatoberflächen nach Bearbeitung mit kegelförmigen Hartmetallfräsen ohne Querrillen bei kurzem Zeitaufwand die geringsten Rauigkeiten aufwiesen und somit für die Implantoplastik bevorzugt zur Anwendung kommen sollten. Eine anschliessende Politur ist allerdings auch für diese Fräsen unabdingbar.

Verdankungen

Ein besonderer Dank gilt Fredy Schmidli für die Messungen der Rauigkeitswerte, der Firma Straumann® für das Zurverfügungstellen der Implantate und den Statistikern Urs Simmen und Andy Schöttau für die statistischen Analysen.

Literaturverzeichnis siehe englischen Text, Seite 719.