

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde

Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

Reinigungseffekte des VECTOR 2-Prototypgeräts auf verschiedene Implantatoberflächen

Dissertation

zur Erlangung
des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von

Meike Sollich
aus Neustadt am Rübenberge

Hamburg 2015

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 02.07.2015**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, die Vorsitzende: Prof. Dr. Petra Schmäge

Prüfungsausschuss, zweiter Gutachter: PD Dr. Hartwig Seedorf

Inhaltsverzeichnis

0. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	1
1. EINLEITUNG.....	3
2. LITERATURÜBERSICHT	6
2.1 Einführung in die Implantologie	6
2.2. Periimplantäre Entzündungen – Definitionen und Entstehung	9
2.3 Konzepte der Periimplantitistherapie.....	16
2.3.1 Therapiemöglichkeiten der Mukositis, Mukosahyperplasie und Periimplantitis	19
A. Mechanische Therapieverfahren.....	22
B. Dekontaminierende Therapie	28
C. Operative Verfahren	30
2.3.2 Literaturübersicht zur Periimplantitistherapie mit verschiedenen Systemen und Oberflächenveränderung	32
3. FRAGESTELLUNG	41
4. MATERIAL UND METHODE	42
4.1 Versuchsdesign.....	42
4.2 Verwendete Reinigungsgeräte und Aufsätze	44
4.2.1 Piezon Master 700 der Firma EMS mit PI-Aufsatz.....	45
4.2.2 SONICflex 2003 L der Firma KaVo mit implant-Aufsatz.....	46
4.2.3 Vector 2 der Firma Dürr Dental mit vier Aufsatz-Prototypen	47
4.3 Versuchsdurchführung	49
4.3.1 Versuchskomplex I: „optimaler Anpressdruck“	49
4.3.2 Versuchskomplex II: „potentielle Beschädigung“	52
4.3.3 Versuchskomplex III: „Reinigungseffektivität“	54
5. ERGEBNISSE.....	57
5.1 Unbehandelte Titanoberflächen	57
5.2 Versuchskomplex I: „optimaler Anpressdruck“	60
5.2.1 Einzelergebnisse der Aufsätze	60
A. Aufsatz PI.....	60
B. Aufsatz implant	65
C. Aufsatz Keramik.....	70
D. Aufsatz Kohlefaser kurz	75
E. Aufsatz Kohlefaser lang	79
F. Aufsatz Natur	83
5.2.2 Vergleich der Ergebnisse der Anpressdrücke auf die Oberflächenstrukturen	88

5.3 Versuchskomplex II „Potentielle Beschädigung“	91
5.3.1 Einzelergebnisse der Aufsätze	91
A. Aufsatz PI.....	91
B. Aufsatz implant	95
C. Aufsatz Keramik.....	98
D. Aufsatz Kohlefaser kurz	103
E. Aufsatz Kohlefaser lang	108
F. Aufsatz Natur	113
5.3.2 Vergleich der Ergebnisse ohne Vector Fluid polish	118
5.3.3 Vergleich der Ergebnisse unter Verwendung des Vector Fluid polish	123
5.4 Versuchskomplex III „Ermittlung der Reinigungseffektivität“	128
5.4.1 Vergleich der Ergebnisse ohne Verwendung des Vector Fluid Polish	129
5.4.2 Vergleich der Ergebnisse unter Verwendung des Vector Fluid Polish	135
5.5 Vergleich der Gesamtergebnisse mit und ohne Verwendung des Vector Fluid polish.....	140
6. DISKUSSION	145
7. SCHLUSSFOLGERUNGEN	156
8. ZUSAMMENFASSUNG	157
9. LITERATURVERZEICHNIS	160
10. DANKSAGUNG	185
11. LEBENSLAUF	186
12. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG.....	187

0. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abkürzung	Bedeutung
µm	Mikrometer
Abb.	Abbildung
AKUT	auffangende kumulative unterstützende Therapie
ANOVA	analysis of variances (Varianzanalyse)
Aqua dest.	aqua destillata
BMP	bone morphogenetic protein
BOP	bleeding on probing
ca.	zirka
CAL	clinical attachment loss oder clinical attachment level
CHX	Chlorhexidin
CIST	cumulative interzeptive supportive therapy
CO ₂	Kohlendioxid
DGI	Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich e. V.
DVT	digitale Volumentomografie
EMD	Emdogain der Firma Straumann
EMS	Electro Medical Systems S.A.
Er:YAG	Erbium:Yttrium Aluminium Ganet
Hz	Hertz
ILM	Institut für Lasertechnologien in der Medizin und der Messtechnik an der Universität Ulm
KaVo	Kaltenbach & Voigt
Kst	Kunststoff
LM	Lichtmikroskop
Min.	Minuten
ml	Milliliter

0. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

mm	Millimeter
N	Newton
ns	nicht signifikant
O ₂	Sauerstoff
O ₃	Ozon
PCR	polymerase chain reaction (= Polymerase-Ketten-Reaktion)
PDT	photodynamische Therapie
PEEK	Polyetheretherketon
Polish	Vector Fluid polish
post-op	post operativ
qm	Quadratmeter
R _a	mittlere Rauheit (Strecke)
REM	Rasterelektronenmikroskop
Rö	Röntgen
Rz	gemittelte Rautiefe
S. mutans	Streptococcus mutans
SA	Standardabweichung
S _a	mittlere Rauheit (Fläche)
Sdr / Sdq	surface area ratio
SMD	surface mounted devices
ST	Sondierungstiefe(n)
Tab.	Tabelle
TIE	transmucosal implant extension
vgl.	Vergleiche
vs.	versus
ZF	Zahnfilm

1. EINLEITUNG

In den vergangenen Jahren sind Implantate Teil des zahnärztlichen Behandlungsalltags geworden (QUIRYNEN ET AL. 2002, ROMEO ET AL. 2007). In Deutschland werden nach einer Schätzung der Deutschen Gesellschaft für Implantologie (DGI) derzeit mehr als eine Millionen Implantate pro Jahr inseriert, wobei eine steigende Tendenz erwartet wird (DGI 2014). Gründe für die Beliebtheit von Implantaten bei Patienten und Behandlern sind die hohe Tragequalität bei einer zuverlässigen Einheilung und langfristigen Funktionstüchtigkeit des Zahnersatzes. Es wird in der Literatur von Erfolgsraten von über 96 % berichtet (KARO USSIS 2003). Zudem stellen Implantate eine Alternative zu herausnehmendem Zahnersatz dar und können so zu einer höheren Lebensqualität der Patienten beitragen. Aufgrund der steigenden Patientenzahl mit Implantatversorgungen, die zunehmend älter werden und zum Teil anamnestische Risikofaktoren für Entzündungen der Implantate und der Gingiva aufweisen, bedürfen die Implantatversorgungen einer speziellen Betreuung und ggf. Intervention (SCHMAGE 2010). Dabei geht es zunächst darum, auftretende pathologische Veränderungen zu vermeiden, bzw. frühzeitig zu erkennen und zu therapieren. Im Rahmen der strukturierten Implantatnachsorge ist eine gute Mundhygiene unerlässlich, um die Entstehung von Entzündungen zu vermeiden (ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006, SCHMAGE 2010). Die Nachsorge beinhaltet die regelmäßige Erhebung klinischer und röntgenologischer Befunde und bei Bedarf eine entsprechende Therapieeinleitung (MOMBELLI UND LANG 1998, SCHMAGE 2010). Routinemäßig werden supramucosale Biofilme vom Implantathals entfernt. Sofern erhöhte Sondierungstiefen bestehen, werden submucosal entweder bei geschlossenen oder chirurgisch aufgeklappten Taschen die Implantatoberflächen gereinigt. Unterschieden wird demzufolge zwischen der professionellen Reinigung zur Beibehaltung der periimplantären Gesundheit und der Therapie periimplantärer Entzündungen (SPIEKERMANN 1991). Bei den engmaschigen professionellen Reinigungen erfolgt eine substanzschonende, supramucosale Entfernung von mineralisierten und nicht-mineralisierten Belägen, wobei glatte Implantatoberflächen nicht beschädigt oder angeraut werden sollten, jedoch freiliegende mikrostrukturierte, raue Oberflächen durchaus geglättet werden sollten, um eine erneute Biofilmanlagerung zu vermeiden (ROMEO ET AL. 2007).

1. EINLEITUNG

Bei der Therapie periimplantärer Entzündungen werden die Mukositis- und die Periimplantitistherapie unterschieden (SPIEKERMANN 1991). Ersteres bezeichnet eine zumeist geschlossene submucosale Reinigung des Implantates, da eine gute Zugänglichkeit gegeben ist. Die Reinigung muss bei Bedarf wiederholt werden bis eine periimplantäre Gesundheit erreicht ist (SCHMAGE 2010). Eine Periimplantitistherapie kann bei guter Zugänglichkeit des Implantates ebenfalls aus einer submucosalen Reinigung bestehen. Bei erschwerter Zugänglichkeit zum Implantatkörper erfolgt eine chirurgische Eröffnung, um eine vollständige Reinigung zu gewährleisten (SPIEKERMANN 1991). Es werden zwei Behandlungskonzepte der Periimplantitistherapie unterschieden. Zum einen die Reinigung der Implantatoberfläche ohne diese zu verändern, so dass das umliegende Gewebe sich regenerieren kann. Hierzu können zwei Operationen notwendig werden, um in einem ersten Schritt eine Entzündungsfreiheit zu erzielen und in einem zweiten Schritt regenerative Knochenmaßnahmen durchzuführen (SMEETS 2014). Zum anderen eine gezielte Glättung der Oberflächenmorphologie zur Wiederherstellung der Reinigungsfähigkeit und Reduzierung von tiefen Taschen (ROMEO ET AL. 2007). Dies wird in einem einzeitigen operativen Vorgehen durchgeführt.

Die mechanische Reinigung der Implantatoberflächen wird durch die unterschiedlichen Oberflächenmorphologien, von glattpoliert bis rau-mikrostrukturiert, erschwert (KAHILI 2012). Die Oberflächen moderner Implantate sind auf die unterschiedlichen Bedürfnisse der Knochen- und Gewebezellen ausgerichtet (SCHWARZ ET AL. 2003A). So ist der Implantathals meist glattpoliert oder strukturiert. Die Weichgewebsumhüllung legt sich hier straff um das Implantat und die Reinigung ist für den Patienten erleichtert. Wohingegen sich Bakterien am Implantathals schlecht anlagern (SCHMAGE 2010). Die Oberfläche des Implantatkörpers wird durch Makrostrukturen wie Schraubengewinde für die Primärstabilität bei der Implantation und Mikrorauigkeiten für eine bessere Osseointegration vergrößert und optimiert die Anlagerung von Osteoblasten (LAZZARA ET AL. 1999). Liegen diese Areale bei einer fortgeschrittenen Periimplantitis frei, ist die Plaqueakkumulation erhöht und die mechanische Reinigung erschwert (ZÖLLER UND ZENTNER 1996). Abhängig von der Zielvorstellung stehen unterschiedliche Geräte und Instrumente für die Reinigung zur Verfügung (vgl. Abb. 01).

1. EINLEITUNG

Die mechanisch wirksamen Reinigungsinstrumente gliedern sich nach Antrieb, Form und Material des Arbeitsansatzes. Beim Antrieb wird zwischen manuellen oder rotierenden Instrumenten, oszillierenden Ansätzen von Schall- oder Ultraschallgeräten oder Luft-Wasser-Pulverstrahlgeräten unterschieden. Die Form der Instrumente variiert von Kürette oder Bürste bis hin zu verschiedenartig gestalteten Spitzenansätzen länglicher, rundlicher oder tropfenähnlicher Form. Die Instrumente und Spitzen werden aus Metalllegierungen, Kunststoff, Karbon, Polyetheretherketon (PEEK) oder Nylon hergestellt. Zudem werden bei den Luft-Wasser-Pulverstrahlgeräten Glycin-, Karbonat- oder Erythritpulver angeboten. Alle genannten Instrumente und Pulver weisen unterschiedliche Effekte hinsichtlich der Erreichbarkeit verschiedener Implantatbereiche wie Implantathals oder Gewindebereich auf und haben unterschiedliche Einflüsse auf mögliche Oberflächenstrukturveränderungen (vgl. Tab. 05). Die Reinigungseffekte der einzelnen Systeme und Methoden sind entscheidend für den indikationsgemäßen Einsatz. In der vorliegenden Arbeit sollten zum einen die Effekte, die die Parameter Implantatoberflächen, Anpressdruck und Material der Instrumentenaufsätze auf die Reinigung und auf verschiedene Implantatstrukturen haben, evaluiert werden. Zum anderen sollten vier Prototypen von Instrumentenaufsätzen aus verschiedenen PEEK-Materialien für den Prototypen des Vector 2-Geräts der Firma Dürr Dental (Bietigheim-Bissingen) miteinander sowie mit zwei markteingeführten Kontrollgeräten verglichen werden.

Durch die durchgeführten Untersuchungen sollen Empfehlungen für die Anwendung der Geräte im täglichen Praxisalltag und die Weiterentwicklung der Ansätze für eine erfolgreiche Mukositis- und Periimplantitistherapie abgeleitet werden.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1 Einführung in die Implantologie

Ein Implantat besteht aufgrund der vergleichsweise günstigen mechanischen und biologischen Eigenschaften des Materials zumeist aus Reintitan Grad IV und kann in drei Bereiche unterteilt werden (THIELEMANN 2012):

1. einen knöchernen Anteil: enossaler Implantatkörper
2. einem Anteil, an dem das Weichgewebe anliegt: Implantathals
3. einem intraoralen Anteil mit der prothetischen Suprakonstruktion: Abutment und Krone

Heute haben sich rotationssymmetrische, enossale Implantate, zumeist als Schraubensysteme, durchgesetzt, da sie bereits nach der Insertion einen primär festen Sitz im Knochenlager aufweisen.

Implantate lassen sich nach ihrer Form, der Makrostruktur, in Zylinder, Stufenzylinder und Konusschrauben unterteilen, wobei sie sich in ihrer Konizität, ihrem Gewinde und der Oberflächenmorphologie unterscheiden (SPIEKERMANN 1991). Die Makroretention eines Implantats ist für die mechanische Primärstabilität und die spätere Lastverteilung auf den umgebenden Knochen wichtig. Der Implantatkörper wird durch spezielle Mikroretentionen auf Basis von Partikelstrahlung und/oder Säureätzung vergrößert. So lassen sich Implantate herstellungsbedingt in strukturpolierte, polierte, additive, subtraktive Oberflächen einteilen und weisen unterschiedliche Eigenschaften auf (vgl. Tab. 01). Implantate mit rauer Oberflächenstruktur besitzen eine vergrößerte Oberfläche und erzielen daher einen größeren Knochen-Implantat-Kontakt (LAZZARA ET AL. 1999). Osteoblasten bevorzugen raue Oberflächen und somit wird aufgrund einer guten Osseointegration die Langzeitstabilität des Implantats positiv beeinflusst (SCHWARZ ET AL. 2003a).

Der flächenbezogene Mittenrauwert S_a beschreibt die Rauheit der Implantatoberfläche, die z. B. durch Sandstrahlung, Säureätzung oder Politur hergestellt wurde (Definition siehe S. 53). Die Plaqueadhäsion einer Implantatoberfläche wird ab einem S_a -Wert von $> 0,5 \mu\text{m}$ als erhöht erachtet und kann in der häuslichen Implantathygiene nicht adäquat gereinigt werden (QUIRYNEN ET AL. 2002). Daher ist der Implantathals unabhängig vom System glatt gestaltet: er ist strukturpoliert oder poliert und weist eine Mittenrauigkeit S_a von $0,2 \mu\text{m} - 0,5 \mu\text{m}$ auf. Ein Min-

2. LITERATURÜBERSICHT

destmittenrauigkeitswert von $S_a < 0,2 \mu\text{m}$ sollte jedoch nicht unterschritten werden, da dies zu einer verminderten Anheftung von Weichgewebszellen wie Fibroblasten und Keratinozyten führen kann (SCHMAGE 2005).

ALBREKTSSON UND WENNERBERG (2004a) teilten die Titanoberflächen anhand der Rauigkeiten in vier Kategorien ein (vgl. Tab. 01):

Tab. 01: Einteilung der Titanoberflächen nach Rauigkeiten (ALBREKTSSON UND WENNERBERG 2004a) und Beispiele der Oberflächenbearbeitung

Oberflächenrauigkeit	$S_a (\mu\text{m})$	Oberflächenbearbeitung bei der Herstellung
glatte Oberflächen	$< 0,5$	strukturpolierte und polierte Oberflächen
leicht raue Oberflächen	$0,5 - 1,0$	geätzte Oberflächen
moderat raue Oberflächen	$1,0 - 2,0$	partikelgestrahlte oder kombiniert gestrahlt-geätzte Oberflächen
raue Oberflächen	$> 2,0$	additiv hergestellte Oberflächen

Sie wiesen nach, dass Implantate mit glatten ($S_a < 0,5 \mu\text{m}$) oder leicht rauen Oberflächen ($S_a = 0,5 - 1 \mu\text{m}$) eine schlechtere primäre Osseointegration besaßen als Implantate mit moderat rauen ($S_a = 1 - 2 \mu\text{m}$) und rauen Oberflächen ($S_a > 2 \mu\text{m}$). Moderat raue Oberflächen führen wiederum im Vergleich zu Implantaten mit rauen Oberflächen zu einer besseren Knochenanlagerung (ALBREKTSSON UND WENNERBERG 2004a).

Bei der Therapie der fortgeschrittenen Periimplantitis kann es aufgrund von Knochenabbau zu einer Freilegung des Implantatkörpers kommen, der mit seinen Schraubwindungen und Mikrorauigkeiten, mit einem S_a -Wert von $1 - 3 \mu\text{m}$ für gestrahlt und geätzte Oberflächen, die Bakterienanlagerung fördert und gleichzeitig eine effektive Reinigung erschwert (QUIRYNEN ET AL. 1996). Wünschenswert ist es, durch eine professionelle Reinigung und Dekontamination des freiliegenden Implantatkörpers eine anschließende Reosseointegration zu erzielen oder die freiliegende Implantatoberfläche zu glätten und hygienefähig zu gestalten (SCHWARZ ET AL. 2003a, SCULEAN ET AL. 2004, SATO ET AL. 2004, RAMAGLIA ET AL. 2006). In der Fachliteratur ist jedoch das Ziel der Reosseointegration auf einer zuvor kontaminierten Implantatoberfläche umstritten und konnte in Tierstudien nicht, bzw. nur partiell und in geringen Ausmaßen erzielt werden (PERSSON ET AL. 2001, SCHWARZ ET AL. 2006a).

Tab. 02: Mikrodesign von Implantatoberflächen

Mikrostrukturierung	Beschreibung/Eigenschaften	Bereich	durchschnittl. S_a -Wert (in μm)
1. strukturpolierte Oberfläche	charakteristische Drehriefenform: • glatte Oberfläche zur Anlagerung der Weichgewebe • Osteoblasten lagern sich nicht an	Hals und Abutment	0,2-0,4
2. polierte Oberfläche	Riefungen der strukturpolierten Oberfläche werden durch Politur entfernt: • glatte Oberfläche zur Anlagerung der Weichgewebe • Osteoblasten lagern sich nicht an	Hals und Abutment	< 0,2
3. additive Oberfläche	verschiedene Materialien werden (meist unter hohem Druck und Hitze) auf die Oberfläche aufgetragen: - TPS: Titanplasmaspray - HA: Hydroxylapatit - Sol-Gel-Verfahren - NanoTite - kontrollierte Oxidgestaltung durch anodische Oxidation ($S_a = 0,5 - 2,0$) oder Plasmaoxidation zur Erzeugung einer osteophilen Oberfläche • schnelle knöcherne Einheilung • Beschichtung kann abplatzen (TPS) oder resorbiert werden (HA) • lassen sich kaum mechanisch reinigen oder dekontaminieren, muss daher abgetragen werden (RAMAGLIA ET AL. 2006)	Körper	3,0
4. subtraktive Oberfläche	Durch Abtragung der Oberfläche mittels Strahlung, Säureätzung, Thermoätzung oder durch Kombination der Verfahren. Kaum Reinigung der Mikrostrukturen bei Freilegung möglich.		
a. partikelgestrahlte Oberfläche	mittels Bestrahlung der Oberfläche mit Mikropartikeln großer Härte wie Titan- oder Korundpartikel entstehen mikrostrukturierte Oberflächen • mehr Knochenkontakt als 1. oder 2.	Körper	1,5
b. geätzte Oberfläche	mittels Thermo-Ätzverfahren mit Salz-, Fluss- oder Schwefelsäure entsteht ein charakteristisches Oberflächenrelief • Fibroblasten und Osteoblasten lagern sich an	Körper Hals	0,7
c. kombiniert gestrahlt-geätzte Oberfläche	Oberfläche wird sandgestrahlt und anschließend säuregeätzt. • bewährte Methode, da hohe Grundrauigkeit mit verfeinerten Mikrorauigkeit entsteht • gute Anlagerung von Osteoblasten, jedoch langsamer als auf additiven Oberflächen • schlechte Weichgewebsanlagerung	Körper	1,75

Vielfach bewährt hat sich eine Kombination aus Sandstrahlung und Säureätzung der Titanoberfläche, da so eine hohe Grundraugigkeit mit einer gezielten Mikrorauigkeit durch das sekundäre Ätzmuster entsteht. Hierdurch ist eine gute Anlagerung von Osteoblasten gegeben, auch wenn diese langsamer als auf additiven Oberflächen erfolgt (NERGIZ ET AL. 2004, 2009). Es besteht bei diesen durch Verfahrenskombination hergestellten Oberflächen kaum eine Anlagerung von Weichgewebszellen, weshalb ein Übergangsbereich zwischen dem glatten Bund und dem rauen Implantatkörper empfohlen wurde (SCHMAGE 2005). Dieser ist sowohl zur Anlagerung von Knochen als auch Weichgewebe geeignet, indem er eine minimale Rauigkeit und keine Makrostrukturen besitzt. Viele eingeführte Implantatsysteme besitzen diesen Übergangsbereich jedoch nicht.

2.2. Periimplantäre Entzündungen – Definitionen und Entstehung

Eine entzündliche Veränderung der periimplantären Weichgewebe, bei der der Knochen intakt ist, wird als periimplantäre Mukositis bezeichnet und ist vergleichbar mit einer Gingivitis am natürlichen Zahn (ALBREKTSSON UND ISIDOR 1994). Wird die Mukositis rechtzeitig und zeitnah behandelt, kommt es zu einer vollständigen Ausheilung der Weichgewebe ohne Gewebeerluste oder Destruktion des Knochens (ALBREKTSSON UND ISIDOR 1994, SCHWARZ ET AL. 2006a). Geht die Entzündung der Mukosa mit Knochenverlust einher, charakterisiert dies eine Periimplantitis (ALBREKTSSON UND ISIDOR 1994, ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006, LINDHE ET AL. 2008). Als Hauptursache gilt bei beiden Erkrankungen die Anlagerung durch bakteriellen Biofilm. Unbehandelt kann eine Periimplantitis zum Verlust des Implantats führen (MOMBELLI UND LANG 1998, SÁNCHEZ-GÁRCES UND GAY-ESCODA 2004, ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006). Die Prävalenz der periimplantären Entzündungen ist aufgrund der Multikausalität und der verschiedenen Implantatsysteme schwer zu ermitteln. Die Häufigkeit der Periimplantitis wird in der Literatur mit 6 - 28 % angegeben (BERGLUNDH ET AL. 2002, ROOS-JANSÅKER ET AL. 2003 UND 2006 a und b, FRANSSON ET AL. 2005, SCHWARZ ET AL. 2006b, KOLDSLAND ET AL. 2010, RINKE ET AL. 2011). Eine periimplantäre Mukositis diagnostizierten ROOS-JANSÅKER ET AL. (2006b) bei einer Nachuntersuchung von 218 Patienten mit 999 Implantaten sogar bei knapp der Hälfte aller Implantate.

2. LITERATURÜBERSICHT

Die Ätiopathogenese der periimplantären Entzündung ist multifaktoriell, ähnlich wie bei der Gingivitis oder Parodontitis. PONTORIERO ET AL. (1994) wiesen nach, dass die Plaqueansammlung um Implantate ähnlich wie bei natürlichen Zähnen verläuft und zu einer periimplantären Mukositis führt. Ebenfalls Anfang der Neunziger Jahre wiesen LANG ET AL. (1993) durch Tierexperimente nach, dass durch vermehrte Plaqueansammlung um Implantate und natürliche Zähne ein Knochenabbau erfolgt. Das hierbei histologisch untersuchte Zellinfiltrat wies beim Implantat und Zahn Ähnlichkeiten auf (MEFFERT 1996). Das Keimspektrum der Periimplantitis ähnelt insofern dem einer Parodontitis, als dass vermehrt gram-negative Bakterien mit anaeroben Stäbchen nachgewiesen wurden (MOMBELLI ET AL. 1987, 1995, MOMBELLI UND LANG 1992, BECKER ET AL. 1990). Zu den häufigsten Periimplantitis-assoziierten Keimen gehören demnach *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythensis*, *Prevotella intermedia* und *Treponema denticola*. Mehrfach konnte nachgewiesen werden, dass die oben aufgeführten Keime auch an klinisch und radiologisch unauffälligen Implantaten zu finden sind, wenn auch in geringerer Anzahl (HULTIN ET AL. 2002, ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006, CASADO ET AL. 2011). Des Weiteren wurden *Fusobacterium nucleatum*, *Actinomyces*-Arten und *Staphylococcus aureus* bei periimplantären Infektionen nachgewiesen, die sich auch an anderen entzündeten Implantaten wie Hüfttransplantaten, wiederfinden lassen (HARRIS UND RICHARDS 2004). Zum Nachweis Periimplantitis-assoziiierter Keime können mikrobiologische Tests durchgeführt werden und bei Notwendigkeit eine antibiotische Therapie abgeleitet werden.

Bisher gibt es nur wenige Daten über die Oberflächenmorphologie der Implantate und deren Auswirkung auf die Progression einer Periimplantitis (RENVERT ET AL. 2011b). Es ist allerdings zu vermuten, dass eine Adhäsion von Mikroorganismen durch Furchen und Kratzer der Oberflächen und durch die vergleichsweise gute Benetzbarkeit des Titans begünstigt wird (FÜRST ET AL. 2007). Dies führt zudem dazu, dass die Mikroorganismen nicht durch Friktionskräfte entfernt werden können. Die Kontamination des Implantats mit Bakterien verändert zusätzlich die Oxidschicht des Titans, was wiederum eine Periimplantitis begünstigen kann (EHRENFEST ET AL. 2010). So war die Progression der Periimplantitis an einem Tiermodell an Implantaten mit poröser, anodisch oxidierte Oberfläche am stärksten (ALBOUY ET AL. 2008, 2009).

Periimplantäre Komplikationen treten entweder sofort, bis eine Woche nach der Insertion oder erst im späteren Verlauf der unter Funktion stehenden Implantate nach einigen Jahren auf. Unter den Frühkomplikationen oder primären Komplikation werden Probleme während der Osseointegration verstanden. Dazu zählen Hitzenekrosen bei der Implantatinserion, Wunddehissensen nach Augmentation, sowie gelockerte Sekundärteile (SCHWARZ UND BECKER 2007). Systemische Erkrankungen, besonders Erkrankungen, bei denen der Stoffwechsel gestört ist, wie Osteoporose oder nicht eingestellter Diabetes, können zu Misserfolgen der Osseointegration oder einer späteren Begünstigung einer Periimplantitis führen (VENZA ET AL. 2010).

Zu den Spätkomplikationen oder sekundären Komplikationen, d. h. Komplikationen ab der funktionellen Belastung des Implantats, zählen insbesondere die periimplantären Erkrankungen, aber auch biomechanische Komplikationen wie Frakturen der Suprakonstruktion oder Schrauben.

Die Risikofaktoren für eine periimplantäre Entzündung können in drei Gruppen eingeteilt werden (SCHMAGE 2010, SMEETS 2014):

1. Patient
2. Orale Situation
3. Implantatbezogene Situation

Als häufigste Ursache gilt eine unzureichende Mundhygiene und Compliance des Patienten, aber auch systemische Erkrankungen wie Diabetes mellitus oder eine eingeschränkte Immunabwehr begünstigen deutlich eine periimplantäre Entzündung (ZITZMANN ET AL. 2001). Neben den Allgemeinerkrankungen ist der größte Risikofaktor auf Patientenebene der Tabakkonsum (ROOS-JANSÅKER 2006c). Nikotingenuss reduziert den Stoffwechsel des Bindegewebes und des Knochens, vermindert die Chemotaxis und stimuliert proinflammatorische Zytokine. So ist die Erfolgsrate der Implantate bei Nichtrauchern mit 82,7 % deutlich höher als bei Rauchern 65,3 % (SCHWARZ UND BECKER 2007). Zudem kann die aufgrund der Vasokonstriktion durch das Nikotin ausbleibende Blutung beim Sondieren als klinisch gesunde Situation fehlinterpretiert werden. Eine bestehende Parodontitis an den natürlichen Zähnen erhöht das Entstehungsrisiko einer periimplantären Entzündung, da die Keime von den Zähnen auf Implantate übersiedeln können

2. LITERATURÜBERSICHT

(QUIRYNEN ET AL. 2002, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Auch genetische Faktoren wie der IL-1-Polymorphismus, der zu einer erhöhten Entzündungsreaktion mit einem verstärktem Gewebe- und Knochenabbau führt, erhöhen das Risiko einer Periimplantitisentstehung (LAINE ET AL. 2006). Dies kann durch eine genetische Untersuchung mittels Wangenabstrich vor Implantatinsertion bestimmt werden. Diese genannten Faktoren sind bereits bei der Implantatplanung zu berücksichtigen und mit dem Patienten zu besprechen.

Auch okklusale Fehl- oder Überbelastungen auf der Ebene der oralen Situation werden als Einflussfaktoren für eine Periimplantitis kontrovers in der Literatur diskutiert. Sie sollten vermieden werden, da in Tierstudien ein Verlust der Osseointegration nachgewiesen wurde (ISIDOR 1996, 1997). Wenige Studien widersprechen diesen Beobachtungen und belegen, dass der Knochen-Implantatkontakt bei Überbelastung sogar verstärkt wurde (BERGLUNDH ET AL. 2005). Bei einer okklusalen Überbelastung treten jedoch häufiger Komplikationen wie Lockerung des Abutments oder der Schrauben, sowie Abplatzung von Verblendkeramik oder Frakturen einzelner Implantatbestandteile auf. Zudem sollte eine gute Reinigungsfähigkeit des Implantates gegeben sein und bereits bei der Anfertigung der Suprakonstruktion berücksichtigt werden, damit der Patient in der häuslichen Mundhygiene eine adäquate Implantatreinigung durchführen kann (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Ein weiterer Einflussfaktor für periimplantäre Erkrankungen sind verbliebene Zementreste (sogenannte Zementitis), die bei Untersuchungen von LINKEVICIUS ET AL. (2012) bei bis zu 85% aller zementierten Suprakonstruktionen anzutreffen waren. Die Zementreste führten zu einer Periimplantitis mit röntgenologisch erkennbarem Knochenabbau (WENG 2011a, SHAPOFF ET AL. 2012, KORSCH ET AL. 2013). Eine Zementitis kann durch verschraubte Konstruktionen oder die Verwendung eines provisorischen Zements zur Fixierung der Suprakonstruktion vermieden werden. VIGOLO ET AL. (2004) konnten keine Unterschiede bezüglich des Knochenniveaus oder der mukosalen Verhältnisse zwischen verschraubten und zementierten Suprakonstruktionen feststellen.

Auf Implantatebene sind das chirurgische Vorgehen und die Erfahrung des Operateurs, die Dimension von Breite und Länge des Kieferkamms zum Implantat, sowie die Implantatoberflächenstruktur weitere Faktoren, die über die Erfolgsaussicht des Implantates entscheiden. Besonders bei geringem Knochenangebot

2. LITERATURÜBERSICHT

wird empfohlen, die Implantatposition prothetisch in allen drei Dimensionen zu planen und mittels Schablonentechnik zu inserieren, dadurch können Kieferkammdefekte wie Fenestration einer dünnen Knochenlamelle verhindert werden (NEUGEBAUER ET AL. 2006). Eine fehlende befestigte Gingiva und fehlende Vestibulumtiefe können ebenfalls eine Periimplantitis begünstigen und sollten operativ korrigiert werden (SPIEKERMANN 1994, DEPPE ET AL. 2005, SMEETS 2014).

Es werden bei den periimplantären Entzündungen drei Formen unterschieden: periimplantäre Mukositis, periimplantäre Mukosahyperplasie und Periimplantitis (BERGLUNDH ET AL. 1992, ERICSSON ET AL. 1992, LANG ET AL. 1993, PONTORIERO ET AL. 1994). Für die Befundung werden in jeder strukturierten Nachsorge die folgenden klinischen Parameter erhoben und notiert:

- Plaque- und Entzündungsindizes
- Vorhandensein von Schmerz, Schwellung und Rötung
- Erhebung von Sondierungstiefen und dadurch die Erfassung des bleeding on probing (BOP = Blutung auf Sondierung), Erhebung der Rezession und Berechnung des Attachmentverlusts
- Exsudation oder Suppuration
- Röntgenkontrolle zur Darstellung potentieller periimplantärer Knochendefekte
- Mobilitätskontrolle: Implantatlockerung bedeutet Verlust der Osseointegration

Anhand der oben genannten Befunde kann eine Diagnose (vgl. Tab. 03) gestellt und eine entsprechende Therapie eingeleitet werden.

Tab. 03: Befunde der periimplantären Entzündungen (SCHWARZ UND BECKER 2007)

Befunde	Mukositis	Hyperplasie	Periimplantitis
Reversibel	+	+	+
Schmerzen	+	+ / -	+ / -
Plaqueansammlung	+	+ / -	+
Schwellung	+ / -	+	+
Rötung	+	+	+
Taschenbildung	-	+	+
BOP	+	+	+
Pus-Austritt	-	-	+ / -
Knochenabbau	-	-	+
Lockerung	-	-	+ / -

Die Symptome der reversiblen periimplantären Mukositis sind, ähnlich der Gingivitis am natürlichen Zahn, erhöhte Sondierungstiefen über 4 mm in Kombination mit Entzündungszeichen wie Blutung, Schmerzen, Schwellung und Rötung (SCHWARZ UND BECKER 2007, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Die periimplantäre Mukosahyperplasie weist zusätzlich erhöhte Sondierungstiefen infolge der Volumenzunahme der Mukosa, zumeist mit BOP, auf und kann mit Schmerzen einhergehen (SCHWARZ UND BECKER 2007).

Die Periimplantitis unterscheidet sich von der Mukositis und Mukosahyperplasie durch erhöhte Sondierungstiefen, wobei Sondierungstiefen über 5 mm ein Indiz für eine Periimplantitis darstellen (ALBREKTSSON UND ISIDOR 1994). Die Periimplantitis geht mit BOP und ggf. mit Pus-Austritt, sowie röntgenologisch erkennbarem Knochenabbau bis hin zur Implantatlockerung einher (LINDHE UND MEYLE 2008).

SCHWARZ UND BECKER (2007) empfehlen konventionelle Zahnfilmaufnahmen der Implantate nach einem, drei und fünf Jahren, anschließend in einem 5-Jahres-Intervall zur Verlaufskontrolle, sowie bei Verdacht auf eine Periimplantitis. Andere Autoren empfehlen röntgenologische Verlaufskontrollen alle fünf Jahre, sowie bei klinischen Verdacht auf eine Periimplantitis (LINDHE UND MEYLE 2008, SCHMAGE 2010).

Es wird in der Literatur empfohlen, das marginale Knochenniveau mit dem postoperativ angefertigten Kontrollröntgenbild zu vergleichen. Jedoch sollte eine physiologische krestale Knochenresorption berücksichtigt werden. Diese kann im ersten Jahr nach der Implantatinserktion bis zu 1,5 mm und anschließend 0,2 pro Jahr ausmachen (ALBREKTSSON ET AL. 1986, WEBER ET AL. 1992). Daher sollte aus klinischer Sicht das Knochenniveau zum Zeitpunkt der prothetischen Suprakon-

struktion röntgenologisch und die Sondierungstiefe mit einem Referenzpunkt notiert werden. Hierfür eignen sich die Implantatschulter oder der Implantat-Abutment-Übergang (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Es ist jedoch zu beachten, dass intraorale Röntgenaufnahmen keinen endgültigen Nachweis für Knocheneinbrüche darstellen müssen. Besonders die oralen und/oder vestibulären Defekte können nicht immer dargestellt werden (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Zudem ist die Einstellung des Filmhalters nicht exakt reproduzierbar. Moderne technische Verfahren, wie die dreidimensionale, digitale Volumentomografie (DVT), liefern zuverlässige Informationen über Knochendefekte und sind in komplexen Fällen zusätzlich in Betracht zu ziehen. Hierbei müssen die Metallartefakte berücksichtigt werden, die sich in einem horizontalen, streifenförmigen Verlauf darstellen. Der fortgeschrittene Knochenabbau an Implantaten ist zu meist schüsselförmig (SPIEKERMANN 1991, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014), kann in der Röntgenaufnahme aber durch Überlagerungen der oralen oder vestibulären Lamelle anders aussehen (ZITZMANN 2009B). Ein Grund für den zirkulär um das Implantat verlaufenden Knochendefekt liegt in der mangelnden lateralen Bindegewebigen Anheftung und im Vergleich zum natürlichen Zahn der reduzierten Immunabwehr, so dass sich eine Infektion ausbreiten kann.

SPIEKERMANN (1991) teilte die Knochenverluste an Implantaten wie folgt ein:

- Klasse I: geringer horizontaler Knochenabbau mit beginnenden periimplantären Knocheneinbrüchen
- Klasse II: mäßiger horizontaler Knochenabbau mit vereinzeltem vertikalen Knocheneinbrüchen
- Klasse III: mäßig bis starker horizontaler Knochenabbau mit breitem zirkulären Knocheneinbrüchen
- Klasse IV: starker horizontaler Knochenabbau mit breiten zirkulären Knocheneinbrüchen, sowie Verlust der oralen oder vestibulären Knochenlamelle.

2.3 Konzepte der Periimplantitistherapie

An erster Stelle steht die Vermeidung einer Mukositis oder Periimplantitis durch eine gründliche häusliche Reinigung des Implantates und der Zähne, sowie eine engmaschige Implantatnachsorge mit professioneller Reinigung (STRUB 2005, ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006, SCHMAGE 2010). Eine bestehende Parodontitis sollte vor der Implantation erfolgreich behandelt werden um das Risiko von periimplantären Entzündungen zu minimieren (LINDHE UND MEYLE 2008).

Wenn eine Periimplantitis diagnostiziert wird, sollte rechtzeitig interveniert werden. Die Therapie der Periimplantitis gliedert sich in folgende fünf Schritte (MOMBELLI 1993, 1997, LANG ET AL. 1997, MOMBELLI 2002, SCHMAGE 2010):

1. Vorbehandlung zur Optimierung der Mundhygiene und Compliance
2. Elimination der Plaque aus der periimplantären Tasche
3. Dekontamination der Implantatoberflächen
4. Regeneration der vertikalen Knochendefekte oder Resektion der periimplantären Gewebe
5. Plaquekontrolle zur Erhaltung der Entzündungsfreiheit durch eine regelmäßige Nachsorge.

Somit unterteilt sich die periimplantäre Infektionstherapie ähnlich wie die systematische Parodontitistherapie, in eine Hygiene- oder Initialphase, eine korrektive Phase und eine Nachsorge oder Erhaltungsphase (SCHWARZ UND BECKER 2007). Es wurden verschiedene Therapiekonzepte zur Behandlung periimplantärer Entzündungen entwickelt. Im Folgenden werden zwei Konzepte vorgestellt:

- Die auffangende, kumulative, unterstützende Therapie (AKUT-Protokoll) (englisch: CIST: cumulative interceptive supportive therapy), wurde bereits 1997 als Leitlinie von MOMBELLI entwickelt und im darauf folgendem Jahr von MOMBELLI UND LANG (1998) als Therapiekonzept publiziert. Das von Lang et al. 2004 erneut modifizierte AKUT-Konzept ist in vier Module aufgeteilt, aus denen sich befundorientierte Behandlungsempfehlungen ableiten lassen (vgl. Tab. 04, LANG ET AL. 2010).

Tab. 04: modifiziertes AKUT-Konzept nach MOMBELLI UND LANG (1998, 2010)

Sondierungstiefe (mm)	Plaque	Blutung	Knochenverlust	Therapiemodul
≤ 3	+/-	+/-	-	A
4-5	+	+	-	A + B
> 5	+	+	< 2	A + B + C
> 5	+	+	> 2	A + B + C + D
> 5	+	+	massiv, Lockerung +	E

Je nach erhobenem Befund werden die Therapie-Module A bis E durchgeführt, die im Folgenden erläutert werden.

Behandlungsmodul A

Diagnose: Mukositis oder Mukosahyperplasie. Es wird eine Implantatreinigung mit mechanischer Plaque- und Ablagerungsentfernung mittels Kunststoffscaler, Gummipolier und Polierpaste durchgeführt.

Behandlungsmodul B

Diagnose: Mukositis oder Mukosahyperplasie. Beginnende Destruktion periimplantären Gewebes, daher Modul A und zusätzliche Desinfektion durch Spülung mit Chlorhexidin (CHX) 0,2 %. Der Patient spült für 14 Tage zwei Mal täglich mit CHX 0,2%.

Behandlungsmodul C

Diagnose: leichte Periimplantitis. Neben den Modulen A und B wird zusätzlich mit einer adjuvanten Antibiotikatherapie gegen anaerobe Keime therapiert. Es kann ein mikrobieller Test durchgeführt werden oder Metronidazol und Amoxicillin systemisch verabreicht werden (MOMBELLI ET AL. 1987, MOMBELLI & LANG 1998, LUTERBACHER ET AL. 2000)

Behandlungsmodul D

Diagnose: moderate bis fortgeschrittene Periimplantitis. Neben den Modulen A – C wird nach der Antibiotika-Therapie korrektiv-chirurgisch vorgegangen, um ein Implantatverlust zu vermeiden. Es kann sowohl ein resekatives oder regeneratives Vorgehen durchgeführt werden.

Behandlungsmodul E

Diagnose: fortgeschrittene Periimplantitis. Das Implantat weist eine Lockerung aufgrund der verlorengegangenen Osseointegration auf und muss explantiert werden.

- SCHMAGE (2010) kombiniert in Ihrem Konzept immer die Module A und B des modifizierten AKUT-Konzepts nach LANG und MOMBELLI (2010). Die Behandlung wird anhand des klinischen Befundes nach den Falleinstufungen 1 bis 6 ausgewählt.

Falleinstufung 1

Die erhobenen Befunde sind klinisch unauffällig, daher ist keine Therapie indiziert. Regelmäßige Kontrollen und Reinigung des Implantates werden empfohlen.

Falleinstufung 2

Es wird eine periimplantäre Mukositis oder Mukosahyperplasie diagnostiziert und eine entsprechende Behandlung eingeleitet. Dies beinhaltet die Optimierung der Mundhygiene des Patienten und ggf. funktionelle Ursachenbehebung der Entzündung, sowie kombinierte mechanische und desinfizierende Maßnahmen zur Reinigung des Implantates und der Tasche. Anschließend erfolgen regelmäßige Kontrollen und professionelle Reinigungen des Implantates.

Falleinstufung 3

Anhand einer röntgenologischen Untersuchung wird bei erhöhten Sondierungstiefen gegenüber des Referenzwertes die periimplantäre Mukositis oder Mukosahyperplasie (siehe Falleinstufung 2) gegen die Periimplantitis (siehe Falleinstufung 4) abgegrenzt und entsprechend behandelt.

Falleinstufung 4

Eine röntgenologische Untersuchung mittels Zahnfilm oder DVT ist für die Prognosestellung der Periimplantitis notwendig. Wird hierdurch ein Knochenabbau dargestellt, ist eine mikrobielle Untersuchung obligat. Ein horizontaler Knochenabbau bis zwei Millimeter kann durch eine geschlossene Reinigung und Dekontamination nach der Therapie der Falleinstufung 2 erfolgen. Größere horizontale Knochendefekte oder vertikale Knochendefekte sollten durch ein operatives Vorgehen therapiert werden. Das operative Vorgehen wird durch eine adjuvante Antibiotikatherapie ergänzt. Eine regelmäßige Nachsorge schließt sich an.

Falleinstufung 5

Die Periimplantitis geht mit erhöhtem horizontalem ($> 2\text{mm}$) und/oder vertikalem Knochenabbau einher, so dass nach sorgfältiger Prognosestellung ein mikrobieller Test durchgeführt wird. Nach der Vorbehandlung, wie in der Falleinstufung 2 beschrieben, wird eine Lappenoperation mit Reinigung und Dekontamination des Implantates durchgeführt. Ähnlich wie in der Parodontologie wird zuerst eine Entzündungsfreiheit hergestellt, bevor regenerative Maßnahmen ergriffen werden. Wird keine Regeneration angestrebt, kann alternativ ein resektives Vorgehen mit Implantoplastik gewählt werden. Eine adjuvante Antibiotikagabe wird durchgeführt.

Falleinstufung 6

Es ist eine Explantation unter antibiotischer Abdeckung indiziert, da die Periimplantitis zu weit vorangeschritten ist und das Implantat eine schlechte Prognose aufweist.

2.3.1 Therapiemöglichkeiten der Mukositis, Mukosahyperplasie und Periimplantitis

Die Therapie der reversiblen Mukositis oder Mukosahyperplasie erfordert neben der Instruktion und Remotivation des Patienten zur optimalen häuslichen Pflege des Implantates und der Zähne eine professionelle Reinigung des Implantates (SCHWARZ UND BECKER 2007). Zu berücksichtigen sind freiliegende Implantatoberflächen genauso wie die prothetischen Aufbauteile, da die Hohlräume im Implantatinneren und der Spalt zwischen der Implantatschulter und dem Abutment ein Bakterienreservoir bilden können (QUIRYNEN UND VAN STEENEGERGH 1993, HERMANN ET AL. 2001a und b). Die Ablagerungen am Implantat sind wegen des fehlenden Sulcusfluid submukosal nicht-mineralisiert und können supramukosal mineralisiert oder nicht-mineralisiert sein.

Zur Reinigung des nicht-mineralisierten Biofilms supramukosal werden zumeist schonende Prophylaxeinstrumente verwendet. Kunststoff- und Karboninstrumente als Handinstrumente oder als Aufsätze für maschinelle Geräte reinigen die Oberflächen schonend vom bakteriellen Biofilm (VON GIESE BROOKSHIRE 1997, FOX ET AL. 1990). Supramukosaler mineralisierter Zahnstein wird mechanisch

2. LITERATURÜBERSICHT

entfernt. Unterstützend wird zumeist mit desinfizierenden Spüllösungen gearbeitet (LANG ET AL. 1997). Es kann eine mehrmalige professionelle mechanische Reinigung bis zur Ausheilung der Mukositis notwendig sein (SCHMAGE 2010).

Es gibt eine Vielzahl von Reinigungsmethoden für die Periimplantitistherapie, die je nach Wirkungsweise in mechanische, desinfizierende oder dekontaminierende Verfahren untergliedert werden können (siehe Abb. 01) (RENVERT ET AL. 2009A, AUGTHUN ET AL. 1998, SCHMAGE 2010, KAHILI 2012, VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997). Dabei kann die subgingivale Reinigung und Dekontamination in einem geschlossenen oder offenen Vorgehen erfolgen. Ersteres ist bei einer leichten und moderaten Periimplantitis zu bevorzugen (RENVERT ET AL. 2008, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Letzteres ist bei einer schweren Periimplantitis mit fortgeschrittenem Knochenabbau bezüglich der Zugänglichkeit zum Implantatkörper durch einen straffen, zirkulär um das Implantat verlaufenden Bindegewebering oder Narbengewebe besonders in Hinblick auf den Langzeiterfolg erfolgreicher (SCHWARZ ET AL. 2006C, CLAFFEY ET AL. 2008). So zeigten einzelne Studien, dass eine geschlossene, subgingivale Reinigung für einen Zeitraum von drei bis zwölf Monaten zu einer Entzündungsfreiheit führte, jedoch nicht immer zu einer Reduktion der Taschentiefe (KARRING ET AL. 2005, SCHWARZ ET AL. 2006C, CLAFFEY ET AL. 2008). Anschließend konnte eine bakterielle Wiederbesiedelung besonders von strukturierten Implantatoberflächen nachgewiesen werden (SCHWARZ ET AL. 2006c).

2. LITERATURÜBERSICHT

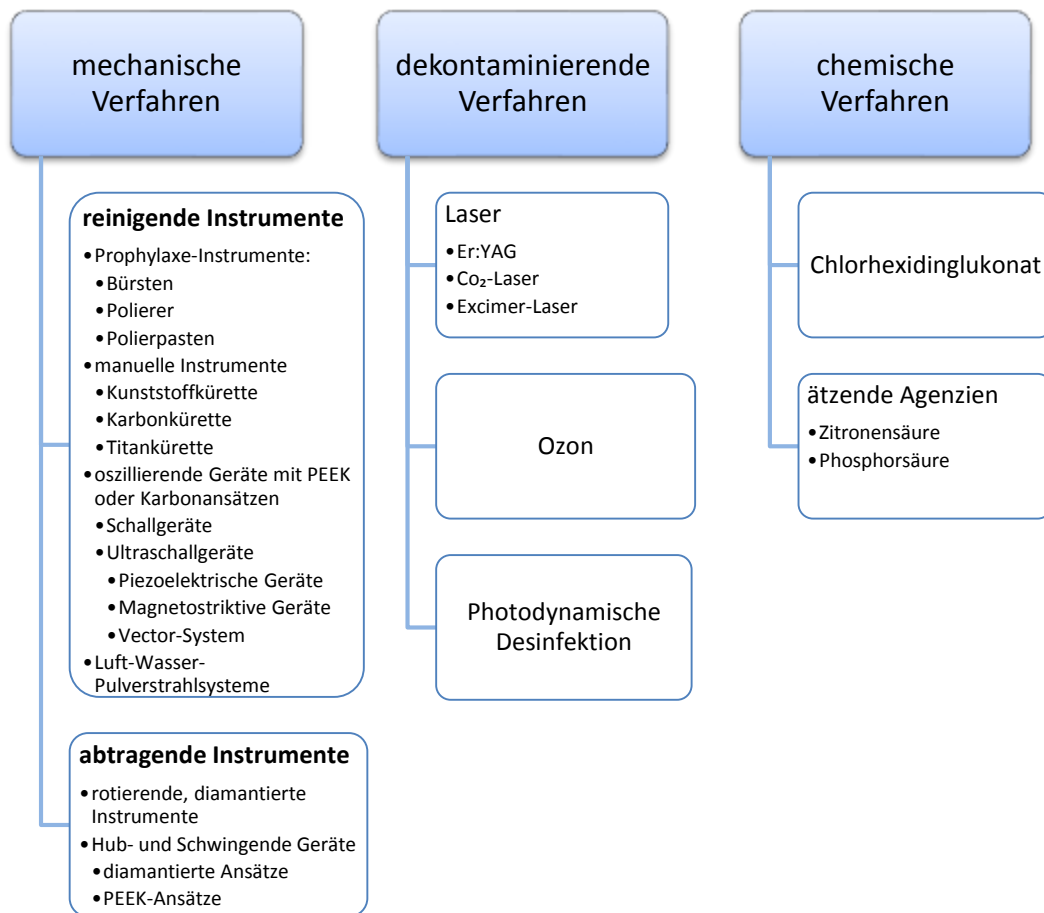


Abb. 01: Einteilung der Therapieverfahren

Ziel ist es, entweder die Implantatstrukturen vollständig zu reinigen ohne die verschiedenen Implantatoberflächen zu beschädigen, so dass ein Reattachement, bzw. eine Regeneration des verlorengegangenen Gewebes ermöglicht wird (Fox ET AL. 1990, VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, PERSSON ET AL. 2001, KOLONIDIS ET AL. 2003, PARLAR ET AL. 2009). Oder die Implantatstrukturen zu reinigen und bewusst zu glätten, um die erneute Biofilmanlagerung zu erschweren (ROMEO ET AL. 2005). Zum Teil werden die Verfahren der verschiedenen Gruppen auch miteinander kombiniert empfohlen (ESPOSITO ET AL. 2008, SCHWARZ ET AL. 2005a, 2006a, SCHMAGE 2010).

Bei einem notwendigen operativen Vorgehen unterscheidet sich das resektive Vorgehen, bei dem die Taschen chirurgisch verkleinert werden, vom regenerativen Vorgehen, bei dem eine Neubildung der periimplantären Strukturen angestrebt wird (SCHWARZ UND BECKER 2007).

A. Mechanische Therapieverfahren

Die mechanischen Instrumente werden unterteilt in reinigende und wenig oberflächenabtragende Instrumente, wie Prophylaxeinstrumente, Handinstrumente zur manuellen Reinigung, oszillierende Instrumente und Luft-Wasser-Pulverstrahlgeräte, sowie in abtragende Instrumente mit rotierendem, Hub- oder schwingendem Antrieb. Die wenig abtragenden Instrumente können zur strukturierten Implantatnachsorge genauso wie zur Mukositis- oder Periimplantitisbehandlung verwendet werden.

Zu den *Prophylaxeinstrumenten* zählen runde Bürstchen, die sowohl mit als auch ohne Polierpaste in verschiedenen Abrasionsgraden eingesetzt werden können. Sie haben sich für die glatten Implantathälse und Kronenränder, sowie für minimal strukturierte Implantatoberflächen bewährt, da diese Oberflächen nicht beschädigen werden sollen (BARBOUR ET AL. 2007, SCHMAGE 2010). Tropfenförmige Gummipolierer können zur Entfernung des weichen Biofilms oder zur Politur nach einer Implantoplastik (siehe unten) genutzt werden. Sie können jedoch Abrieb hinterlassen (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, SCHWARZ ET AL. 2003a, MANN ET AL. 2012, RAMAGLIA ET AL. 2006).

Eine Entfernung von submukosalen Ablagerungen bei der Periimplantitisbehandlung ist mit Prophylaxeinstrumenten kaum möglich. Hierfür stehen manuelle *Implantatscaler und -küretten* aus Kunststoff, Karbon, Titan, Stahl oder oszillierende Instrumente mit verschiedenen Aufsätzen zur Verfügung. In der Literatur wird kontrovers über diese Arbeitsmaterialien diskutiert. Kunststoff- und Karbonküretten sollen die Implantatoberflächen schonen und mikrostrukturierte Implantatoberflächen reinigen. Jedoch wurde von einigen Autoren bemängelt, dass sie unvollständig reinigen (HOMIAK ET AL. 1992, SCHWARZ ET AL. 2004a und b, 2005a, 2006b, KARRING ET AL. 2005, SCHMAGE 2008, THIELEMANN 2012, KAHILI 2012). Dagegen reinigen Metallinstrumente aus Stahl- oder Titanlegierungen gründlicher, beschädigen aber die Implantatmikrostrukturen (FOX ET AL. 1990, HOMIAK ET AL. 1992, KLEIN ET AL. 2002, GNOTH ET AL. 2001), so dass eine spätere Plaqueablagerung begünstigt, bzw. die Reosseointegration und Weichgewebsanlagerung erschwert wird (KASEMO 1983, FOX ET AL. 1990, DMYTRYK ET AL. 1990). FOX ET AL. (1990) fanden heraus, dass Küretten aus Titanlegierungen die Titanoberfläche stärker als Stahlküretten abtragen. Beide Legierungen sind härter als das Reintitan der Implantatoberfläche, wobei Titanlegierungen einen höheren

2. LITERATURÜBERSICHT

Härtegrad als Stahlküretten aufweisen. Zudem verändern jegliche Metallinstrumente die Titanoxidschicht der Implantate und somit die guten Biokompatibilitäts- und Korrosionseigenschaften (KASEMO 1983, FOX ET AL. 1990).

Oszillierende Geräte mit speziellen Implantat-Aufsätzen aus Kunststoff oder Karbon werden nach ihrem Antrieb in schall- und ultraschallbetriebene Geräte unterteilt. Die Instrumentenansätze sind zumeist konisch geformt und grazil gestaltet, so dass eine Reinigung entlang des Implantatkörpers in der Tasche erfolgen kann. Die oszillierenden Geräte entfernen bei richtiger Anwendung weiche Plaque und mineralisierte Auflagerungen ohne die Mikrostruktur der Implantate zu beschädigen, dabei ist ein geringerer Anpressdruck als am natürlichen Zahn zu wählen (SCHWARZ ET AL. 2005a, THIELEMANN 2012, KAHILI 2012, MANN ET AL. 2012). Einige Untersuchungen ergaben, dass der Instrumenten-Abrieb nicht auf der Titanoberfläche verbleibt (THIELEMANN 2012, KAHILI 2012), andere Autoren haben hingegen herausgefunden, dass die Aufsätze Abrieb auf der Titanoberfläche hinterlassen (VON GIESE BROOKSHIRE 1997, MANN ET AL. 2012). Der Abrieb besteht aus Titanpartikeln, Partikeln der Instrumentenspitze, Bakterien und Weichgewebszellen und kann zu Wundheilungsstörungen führen (SCHWARZ ET AL. 2003a, RAMAGLIA ET AL. 2006). Beispielsweise führten Rückstände von Karbonfasern des Vector-Systems zu einer signifikant niedrigeren Zellproliferation, wohingegen Polyetheretherketon-Fasern (PEEK-Fasern) keine signifikanten Unterschiede in der mitochondrialen Aktivität von Osteoblasten zeigten und daher zu bevorzugen sind (SCHWARZ ET AL. 2003a und 2004b).

Bei zu hohem Anpressdruck können diese Instrumente Spuren und Kratzer auf der Implantatoberfläche hinterlassen bzw. Rauigkeiten abtragen (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, AUGTHUN ET AL. 1998, GNOTH ET AL. 2001, SCHMAGE 2008, MANN ET AL. 2012, KAHILI 2012). Es stehen verschiedene Formen von Ansätzen für die Periimplantitistherapie zur Verfügung. Zumeist sind die Ansätze konisch-länglich gestaltet, um tangential an den Implantatkörper angelegt zu werden. Ein Vorteil besteht in den verhältnismäßig grazilen Aufsätzen, die tiefer an der engen Bindegewebsmanschette vorbei in die geschlossene Tasche eindringen können als manuelle Küretten, die ein breiteres Arbeitsende aufweisen. Nachteilig zu bedenken ist, dass an den makroskopischen Schraubwindungen

2. LITERATURÜBERSICHT

nicht tangential gearbeitet werden kann und dies zu einer unvollständigen Reinigung oder einem Oberflächenabtrag der Mikrostrukturen führen kann.

Die *Schallinstrumente* werden druckluftbetrieben, meist über ein Handstück auf dem Turbinenanschluss der zahnärztlichen Behandlungseinheit. Im Inneren des Handstücks wird ein Hohlzylinder durch den Luftstrom zur Rotation gebracht, wodurch die Arbeitsspitze bewegt wird. Sie schwingt mit bis zu 8000 Schwingungen pro Sekunde und einer Amplitude von bis zu 1000 μm (PETERSILKA UND FLEMMING 2005). Die kreisförmige Schwingung arbeitet gleichbleibend, so dass der Aufsatz mit allen Flächen arbeitend an die Implantatoberfläche angesetzt werden kann. Ein Beispiel für Schallscaler ist das SonicSys-System der Firma KaVo (Biberach). Es wurden für diese Produktreihe verschiedene Aufsätze sowohl für die Parodontitis- als auch für die Periimplantitis entwickelt. Es gibt diamantierte Aufsätze oder spezielle PEEK-Aufsätze, wie z. B. die SONICflex (KaVo) mit Aufsatz implant. Polyetheretherketon ist ein thermoplastischer Kunststoff der Stoffgruppe Polyetherketone. Diese besitzen positive Eigenschaften wie eine hohe Beständigkeit gegenüber Verschleiß und Abrieb und wiederholende Sterilisationsfähigkeit durch eine hohe Temperaturbeständigkeit.

Die *Ultraschallgeräte* arbeiten in einem Frequenzbereich zwischen 20.000 bis 45.000 Hz und die Arbeitsenden schwingen mit einer Amplitude bis 100 μm (PETERSILKA UND FLEMMING 2005). Sie werden in drei Gruppen unterteilt: in piezoelektrische, magnetostriktive und das Vektor-System. Die *piezoelektrischen Geräte* werden durch einen in Spannung gesetzten Quarzkristall in eine annähernd lineare vertikale Bewegung gesetzt. Die Amplitude liegt zwischen 17 - 72 μm . Die Implantataufsätze sollten parallel und tangential zum Implantat gehalten werden, damit eine lineare oder oszillierende Schwingung entlang der Oberfläche erfolgt, aber keine hämmernde und damit zerstörende Wirkung der Oberfläche erzielt wird. Als Beispiel sei hier der Piezon Master 700 (EMS, Schweiz) mit PI-Aufsatz genannt.

Bei den *magnetostriktiven Systemen* wird die Schwingung durch einen mit einer Wechselstromspule umgebenen Metallkern erzeugt. Bei Anlegung von Strom reagiert der Metallkern mit einer Längenzu- und -abnahme. Daraus resultiert eine ellipsoide bis kreisförmige Schwingung der Arbeitsspitze. Daher sollte ebenfalls

2. LITERATURÜBERSICHT

tangential reinigend zur Implantatoberfläche gearbeitet werden. Die Amplitude beträgt 13 - 100 µm. Hierzu gehören die Cavitron-Geräte der Firma DENTSPLY mit verschiedenen Ansätzen.

Das *Vector-System* (Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen) bietet durch einen speziellen Antrieb eine lineare, parallel zur Oberfläche ausgerichtete Oszillation. Dies wird durch einen von Ultraschallantrieb in Schwingungen versetzten ringförmiger Resonanzkörper erreicht, der verformt wird und eine sekundäre lineare Schwingungsbewegung des im 90° ansetzenden Instrumentenaufsatzes hervorruft. Der Hersteller empfiehlt den zusätzlichen Gebrauch einer Suspension, die zur Energieübertragung an die zu behandelnde Oberfläche dient. Die Ultraschallenergie wird in linearer Richtung umgelenkt und daher muss der Instrumentenaufsatz parallel zum Implantat geführt werden.

Die Schwingungen der Schall- und Ultraschallgeräte erzeugen bei Kontakt mit der Zahnoberfläche Reibungswärme, die zu einer Schädigung des parodontalen Hart- und Weichgewebes sowie des Zahnes führen können (NICOLL UND PETERS 1998). Für das Vector-System existieren diesbezüglich keine Daten aus Untersuchungen (SCHWARZ ET AL. 2004b). Es wird für alle Geräte empfohlen auf eine ausreichende Wasserkühlung an der Instrumentenspitze zu achten. Bei vielen Herstellern ist es möglich, dem Kühlwasser desinfizierende Substanzen hinzuzugeben. Jedoch ist die desinfizierende Wirkung in der Parodontitis- und Periimplantitistherapie umstritten (DRISKO ET AL. 2000). Durch Anregung der Kühlflüssigkeit in der geschlossenen periimplantären Tasche zu hochfrequenten Schwingungen entstehen kleine Blasen, die implodieren. Durch die raschen Folgen von Druckerhöhung und Druckabfall werden gelöste Gase extrahiert (Kavitationsphänomen) und die Zellwände von Mikroorganismen überstrapaziert bis sie rupturieren. Dies führt zur Zerstörung durch den Kavitationseffekt (LEA ET AL. 2009, EMS 2014). Als Nachteil der Schall- und Ultraschallgeräte ist die bei der notwendigen Kühlung entstehende kontaminierende Aerosolbildung für das Behandlungsteam zu nennen (HOLBROOK ET AL. 1978). Eine Ausnahme stellt das Vector-System dar, bei dem die entstehende Energie an der Arbeitsspitze durch eine umgebende Wasserhülle in die Tasche übertragen wird und kein Aerosol entsteht

2. LITERATURÜBERSICHT

(SCHWARZ ET AL. 2006b). Des Weiteren hat der Behandler im Vergleich zu Handinstrumenten eine geringere taktile Kontrolle.

Mögliche Wechselwirkungen der modernen Schall- und Ultraschallgeräte mit Herzschrittmachern sind umstritten (GRIFFITHS 1978, MACHTENS ET AL. 1996, MILLER ET AL. 1998, ZIPSE 2002).

Die Implantatreinigung mit einem *Luft-Wasser-Pulverstrahlgerät* mit einem subgingival geeigneten Amino-Acid-Glycin- oder Erythritol-Pulver geringer Korngröße wird von diversen Arbeitsgruppen positiv hervorgehoben und empfohlen (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, AUGTHUN ET AL. 1998, KREISLER ET AL. 2005, RAMAGLIA ET AL. 2006, KAHILI 2012, LOUROPOULOU ET AL. 2013, DRAGO ET AL. 2014).

In einer Kammer wird dem leicht abrasiven Pulver Druckluft zugeführt, das Pulver-Luftgemisch wird dann an die Austrittsöffnung des Gerätes geleitet, wo schließlich Wasser zugeführt wird. Das Gemisch wird unter hohem Druck auf die Implantatoberfläche geleitet, wobei nicht-mineralisierte Beläge auf der bestrahlten Oberfläche entfernt werden. Die Düse sollte in einem schrägen Winkel auf die zu reinigende Oberfläche, jedoch vom Taschenboden wegweisend, gehalten werden (MOENE ET AL. 2010). Bei unsachgemäßem Gebrauch besteht die Gefahr einer Emphysembildung (VAN DE VELDE ET AL. 1991). Verbliebene Pulverüberreste sollen nach Herstellerangaben vom umliegenden Gewebe resorbiert werden.

Hiermit können Mikro- und Makrostrukturen des Implantates bei der geschlossenen Reinigung effektiv von Bakterien gereinigt werden (SCHWARZ ET AL. 2009, SAHM ET AL. 2011). Eine gute Zugänglichkeit zu den Strukturen und hohe Erfolgsraten werden nach einer operativen Aufklappung in Fallstudien beschrieben (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014, BASSETTI ET AL. 2001). Letztgenannte Anwendung wird nicht von den Herstellern als Indikation gelistet. Die Luft-Wasser-Pulverstrahlssystemen lassen sich gut mit den mechanischen und dekontaminierenden Verfahren kombinieren, um eine effektive bakterielle Reinigung des Implantates zu gewährleisten, da kein Zahnstein und keine Ablagerungen entfernt werden können (3M ESPE, GEBRAUCHSINFORMATION 2011).

2. LITERATURÜBERSICHT

Des Weiteren werden die Luft-Wasser-Pulverstrahlgeräte für die Implantatnachsorge empfohlen, da sie keine bis minimale Veränderungen der Implantatoberflächen bewirken (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, KREISLER ET AL. 2005, RAMAGLIA ET AL. 2006).

Es wurden verschiedene Düsen und Pulver entwickelt, die entsprechend der Indikation supra- oder submukosal verwendet werden. Natriumkarbonathaltige Pulver, Korngröße 40 – 65 µm, sollten nicht in der Tasche angewandt werden, da sie zu abrasiv sind und das umliegende Weichgewebe beschädigen können (PETERSILKA ET AL. 2003, 2008, FLEMMING ET AL. 2007). Für die subgingivale Implantatreinigung haben sich besonders Amino-Acid-Glycin-Pulver mit einer geringen Korngröße um 25µm bewährt. Ein Vertreter ist das Air-Flow Pulver „Perio“ (EMS). Es ist minimalinvasiv, trotzdem kann es zu einem leichten Abtrag der Titanoxidschicht an der Implantatoberfläche kommen (RAMAGLIA ET AL. 2006). Dies ist jedoch abhängig von den eingestellten Strahlparametern wie Luftdruck und Anteil des Wasser-Pulvergemischs, sowie dem Abstand der Düse zur Implantatoberfläche und des verwendeten Pulvers (RAZZOOG UND KOKA 1994). Seit 2013 ist das Air-Flow „Pulver Plus“ auf Erythritolbasis mit einer durchschnittlichen Korngröße von 14 µm als supra- und subgingival zu verwendendes Pulver auf dem Markt und zeigte in einer ersten wissenschaftlichen Untersuchung auf gestrahlten Titanoberflächen eine höhere antimikrobielle Wirkung als das Amino-Acid-Glycin-Pulver (DRAGO ET AL. 2014).

Zu Vertretern dieser Gruppe mit dem Anwendungsbereich subgingivale Implantatreinigung gehört die Air-Flow-Serie der Firma EMS mit dem oben genannten Pulvern „Perio“ und „Pulver Plus“. Das Pulver „Clinpro Glycine Prophy Powder“ der Firma 3M ESPE ist beruht ebenfalls auf Glycinbasis und hat eine Korngröße von ca. 63 µm. Es wurden Untersuchungen auf Implantatoberflächen durchgeführt (SCHWARZ ET AL. 2007, THIELEMANN 2012, KAHILI 2012), jedoch gehört die Periimplantitistherapie laut Gebrauchsanweisung nicht zum Indikationsbereich des Pulvers (3M ESPE 2007).

Abtragende Instrumente werden in rotierende und hub- und schwingende Instrumente unterteilt. Sie eignen sich bei der Lappenoperation zur Modulation des Knochens, sowie bei der Implantoplastik zum Planieren und zusammen mit den Gummipolieren zum Glätten und Polieren der freilegenden Implantatoberfläche

(ROMEO ET AL. 2005). Als Beispiel seien der Eva-Kopf mit diamantierten Feilen oder die diamantierten rootplaner-Ansätze für die SONICflex (KaVo) genannt. Ein Abtrag der Mikrostrukturen kann auch mit PEEK-Ansätzen und einem erhöhten Anlagedruck erreicht werden.

B. Dekontaminierende Therapie

Mineralisierte Beläge können nicht durch dekontaminierende Verfahren oder Luft-Wasser-Pulverstrahlsysteme entfernt werden und werden daher nach der mechanischen Reinigung unterstützend empfohlen (AUGTHUN ET AL. 1998, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014), Andererseits verbleiben bei der rein mechanischen Reinigung der mikrostrukturierten Implantatoberflächen immer Bakterien in Nischen und Senken (ERICSSON ET AL. 1996, SCHWARZ ET AL. 2005 B, 2008).

Eine Möglichkeit stellt die Anwendung von Lasern (Akronym für light amplification by stimulated emission of radiation = Lichtverstärkung durch angeregte Strahlungsaussendung) dar (SCHWARZ UND BECKER 2007). Es wird in der Lasertechnik nach der Strahlenintensität zwischen Hardlasern und Softlasern unterschieden. Bei den *Hardlasern* werden verschiedene Lasersysteme in der Literatur beschrieben: Erbium:Yttrium Aluminium Garnet- (Er:YAG), CO₂-, Dioden- und Excimer-Laser. Der Neodymium-doped:Yttrium, Aluminium and Garnet Laser (Nd:YAG) sollte nicht zur Dekontamination der Implantatoberfläche genutzt werden, da er die Titanoberfläche durch Aufschmelzen verändert (ROMANOS ET AL. 2000, KREISLER ET AL. 2002). Viele Lasersysteme können erst nach einer operativen Aufklappung auf der freiliegenden Implantatoberfläche angewendet werden und keine Konkrementen entfernen, z. B. der CO₂-Laser (TUCKER ET AL. 1996, SCHWARZ UND BECKER 2007). Der Er:YAG-Laser hingegen überträgt das Laserlicht mit einem fiberoptischen Lichtkeil in die periimplantäre Tasche und ist daher auch beim geschlossenen Vorgehen anwendbar. Erste Studien belegen, dass der Er:YAG-Laser Biofilmauflagerungen auf Implantatoberflächen entfernt, die Titanoberfläche bei niedrigen Energieeinstellungen schont und eine Überhitzung des umliegenden Gewebes minimal ist (SCHWARZ ET AL. 2003b, MATSUYAMA ET AL. 2003). Jedoch ist auf die Gefahr der Überhitzung von Implantat und Knochen bei anderen Lasersystemen hinzuweisen und die empfohlene Lasereinstellung (Laserleistung, Fokus-Objekt-Abstand, Bestrahlungszeit, Energiedichte) zu berücksichtigen

2. LITERATURÜBERSICHT

(SCHWARZ UND BECKER 2007). Eine alleinige Laserbehandlung gilt als nicht ausreichend, daher wird eine Kombination aus mechanischer Reinigung und anschließender Lasertherapie empfohlen (ROMANOS UND BRINK 2010, KAHILI 2012). Softlaser bewirken neben einer bakteriellen Dekontamination eine Beschleunigung der Wundheilung und eine Stärkung des lokalen Immunsystems (ROMANOS ET AL. 2010). Die *photodynamische Therapie* (PDT) beruht auf Softlasern. Sie wird seit dem Anfang des 20. Jahrhunderts in der Onkologie zum gezielten Zelltod von Tumorzellen eingesetzt. In der Parodontologie begannen in den 1990er Jahren die Forschung zur Wirkung auf Bakterien statt Tumorzellen und die ersten Behandlungen. Bei der photodynamischen Therapie wird nach der mechanischen Implantatreinigung die Oberfläche mit einem Photosensitizer, der Tolonimchlorid oder Phenothiazinchlorid enthält, beschickt. Die Farbstoffe penetrieren die bakterielle Zellmembran und binden an dortige Lipide (WOOD ET AL. 1999, TAKASAKI ET AL. 2009). Durch die Anwendung des Lichts eines Rotlicht-Diodenlasers wird dessen Energie auf die Sauerstoff-Moleküle in der Bakterienzellwand übertragen und dadurch Singulett-Sauerstoff gebildet. Der Singulett-Sauerstoff hat eine begrenzte toxische und oxidierende Wirkung. Die Bakterien werden durch Oxidation zerstört (JORI ET AL. 2006, DÖRTBUDAK 2001). Der Farbstoff wird anschließend gründlich abgespült. Der Laser ist ein Rotlicht-Diodenlasers der Klasse 2 mit einer Wellenlänge von 635-660 nm (Softlaser) und erzeugt keine thermischen Nebenwirkungen der umliegenden Hart- oder Weichgewebe (WOOD ET AL. 1999, TAKASAKI ET AL. 2009).

BASSETTI ET AL. (2013) wiesen eine Kombination aus mechanischer Reinigung mittels Titanium-Küretten und Pulverstrahlgeräten und eine anschließende photodynamische Therapie als Alternative zur lokalen Antibiotikagabe aus.

Die bakterizide Wirkung des *Ozons* ist in der Humanmedizin bereits lange bekannt. Es wirkt desinfizierend, bakterizid, fungizid, virozid und steigert kurzfristig die Durchblutung und wirkt zusätzlich schmerzstillend (DYAS ET AL. 1983, DI PAOLO ET AL. 2002). Das in die Tasche eingebrachte Ozongas, ein Tri-Sauerstoff (O_3) zerfällt schnell zu O_2 und O , wobei das freie Radikal auf die Bakterienmembran durch Störung der Zellwandpermeabilität bis hin zur Zelllyse wirkt (STÜBINGER ET AL. 2006). Ozon kann in der Parodontitis- und Periimplantitistherapie gasförmig oder als ozonisiertes Wasser eingesetzt werden (STÜBINGER ET AL. 2006).

Ergänzt werden kann die Dekontamination durch chemische Agenzien wie Chlorhexidin, Zitronensäure oder Phosphorsäure. Diese verändern die Oberflächenstruktur der Implantate nicht und erlauben die Heilung der Gewebe an der Oberfläche nach Entfernung des bakteriellen Biofilms.

Unterstützend werden lokal applizierte (MOMBELLI ET AL. 2001) oder systemisch verabreichte Antibiotika zur mechanischen Dekontamination empfohlen (SCHWARZ ET AL. 2003a, SATO ET AL. 2004, MENGEL ET AL. 2004, RAMAGLIA ET AL. 2006, LISKMANN 2007). Vor einer Antibiotikagabe wird ein mikrobiologisches Testverfahren zur Bestimmung von parodontopathogenen Bakterien angeraten, mit deren Hilfe die Notwendigkeit einer adjuvanten systemischen Antibiotikatherapie bestimmt werden kann. Es wird aber aufgrund der fehlenden wissenschaftlichen Untersuchungen von MOMBELLI UND LANG (1998) sowie SCHWARZ UND BECKER (2007) nicht als Routineuntersuchung empfohlen. Andere Autoren sehen einen zusätzlichen Therapiegewinn durch Antibiotikagabe und empfehlen bei Verdacht auf Periimplantitis oder röntgenologisch erkennbaren Knochenabbau die Durchführung eines mikrobiellen Test (Mombelli 2002, Schmage 2010).

C. Operative Verfahren

Nach der nicht-chirurgischen Vorbehandlung wird ggf. ein operatives Vorgehen eingeschlagen. Hierbei werden das resektive, das regenerative oder die Kombination aus resektivem und regenerativem Verfahren unterschieden (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014).

Beim *resektiven Verfahren* steht die Reduktion und Elimination von erhöhten Sondierungstiefen zumeist bei horizontalem oder schüsselförmigem Knochenabbau im Vordergrund. Dadurch sollen Bakterien Schlupfwinkel beseitigt werden und der transgingivale Implantatanteil der Reinigung durch den Patienten zugänglich gemacht werden und die Plaqueneubildung reduziert werden (ROMEO ET AL. 2005 UND 2007). Aus ästhetischen Gründen sollte dieses Verfahren im nicht-sichtbaren Bereich durchgeführt werden, da anschließend der Implantatpfosten sichtbar wird (SCHWARZ UND BECKER 2007). Dieser freiliegende Bereich wird durch eine Implantoplastik mit diamantierten Schleifkörpern und Polierern geglättet und hochglanzpoliert (STÜBINGER ET AL. 2005 UND 2006, CLAFFEY ET AL. 2008).

Ein *regeneratives Vorgehen* sollte erst nach abgeklungener akuter Entzündung durchgeführt werden (ZITZMANN ET AL. 2006). Solange Endotoxine auf der Implantatoberfläche auflagern, ist keine Regeneration von Knochen zu erwarten (MEFFERT 1996). Wobei im Einzelfall eine Explantation mit Augmentation und Implantatneuinsertion kritisch gegenübergestellt werden sollte (SCHWARZ UND BECKER 2007). Tierstudien haben gezeigt, dass eine ligaturinduzierte Periimplantitis nach Abnahme der Suprakonstruktion, Reinigung der Implantatoberfläche, Einbringen von regenerativen Materialien in den Knochendefekt und anschließender geschlossener Einheilung mit gutem Wundverschluss zu besseren Ergebnissen als die offene Wundheilung führte (PERSSON ET AL. 2001, SCHOU ET AL. 2003, DEPPE ET AL. 2008, RENVERT ET AL. 2012). Jedoch wird eine Abnahme der Suprakonstruktion und erneuter provisorischer Lückenverschluss für drei bis sechs Monate selten vom Patienten akzeptiert oder definitiv zementierte Suprakonstruktionen sind nicht entfernbar.

Sowohl bei einem resektiven als auch bei einem regenerativen Vorgehen wird die freiliegende Implantatoberfläche mechanisch gereinigt und anschließend dekontaminiert, z. B. mittels Ozon, PDT oder Er:YAG-Laser (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014).

2.3.2 Literaturübersicht zur Periimplantitistherapie mit verschiedenen Systemen und Oberflächenveränderung

Es gibt eine Reihe von Autoren, die sich mit dem Vergleich der verschiedenen Behandlungssysteme beschäftigt haben. In Tabelle 05 sind Publikationen aufgeführt, die verschiedene Reinigungsmethoden für Implantate vergleichen. Als Bewertungsparameter wurden z. B. Oberflächenveränderungen, Reinigungseffektivität oder klinische Parameter wie die Erhebung von Plaque-Werten, bleeding on probing (BOP), Sondierungstiefen (ST), Attachmentverlust (CAL), verwendet. Jedoch nutzen nicht alle Studien die gleichen Versuchsp Parameter.

Tab. 05: Übersicht der Publikation zu Reinigungsmethoden Periimplantitis 1990-2014

Autor (Jahr)	Versuchsgruppen	Versuchsp Parameter	Ergebnisse
FOX ET AL. 1990	In-vitro-Studie zur Reinigung rauer Implantatoberflächen (TIE) mittels - Kunststoffkürette - Stahlkürette - Titankürette	Helium-Neon-Laser, REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen und Bestimmung von Rauigkeitsparametern	Metallküretten wiesen signifikante Oberflächenbeschädigungen mit Erhöhung der Rauigkeit auf (Titan > Stahl), Kunststoffküretten eine nahezu unveränderte Oberflächen.
GANTES UND NILVEUS 1991	1.) In-vitro-Untersuchung zur Bearbeitung maschinierter Titanprüfkörper mittels - Stahlkürette - Kunststoffkürette - Schallscaler mit Metallaufsatz - Pulverstrahlgerät - Prophylaxe-Kelch mit Polierpaste - Schallscaler mit Kunststoffaufsatz für 15 Sek. und 30 Sek.	1.) REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen	1.) Keine sichtbaren Oberflächenveränderungen nach der Anwendung des Pulverstrahlgerätes, der Kunststoffkürette und des Schallscalers mit Kunststoffaufsatz. Alle weiteren Instrumente trugen die Oberfläche ab.
	2.) In-vitro-Untersuchung zur Bearbeitung strukturpolierter Titanzylinder mittels - Pulverstrahlgerät - Kunststoffkürette - Prophylaxe-Kelch mit Wasser - Prophylaxe-Kelch mit Zahnpasta - Schallscaler mit Kunststoffaufsatz für 15 Sek. und 30 Sek.	2.) REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen	2.) Lediglich das Pulverstrahlgerät hinterließ sichtbare Oberflächenveränderungen
	3.) Tierversuch zur Reinigung von kontaminierten strukturpolierten Titanprüfkörpern mittels Schallscaler mit Kunststoffaufsätzen	3.) REM-Auswertung zur Beurteilung der Reinigungseffektivität	3.) Die Beläge wurden vollständig von der polierten Titanoberfläche entfernt

2. LITERATURÜBERSICHT

SPEELMAN ET AL. 1992	Tierversuch zur Reinigung von kontaminierten Abutments mit maschinierter Oberfläche mittels - Metallkürette - Kunststoffkürette - Ultraschallgerät mit Metallauflaufsatz - Pulverstrahlgerät - Prophylaxe-Kelch mit Bimsstein - Zahnbürste	REM-Auswertung zur Beurteilung der Reinigungseffektivität und der Oberflächenveränderungen	Die wöchentliche Reinigung mit dem Gummipolierer und tägliche Nutzung einer Zahnbürste zeigten die beste Oberflächenreinigung, das Pulverstrahlgerät entfernte kein Zahnstein, Metallkürette, Kunststoffscaler und Ultraschallgeräte lagen im unteren Mittelfeld, da im REM noch Biofilm zu erkennen war.
HOMIAK ET AL. 1992	Reinigung von Titan-Abutments mittels - Metallscaler - Kunststoffscaler - Prophylaxe-Kelch - Prophylaxe-Kelch mit Zinnoxid - Pulverstrahlgerät	Mikroskop- und REM-Auswertung nach 1 und 10 Behandlungen zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen	Der Metallscaler führte zu Oberflächenbeschädigungen und Aufrauung. Alle anderen Instrumente glätteten die Oberfläche nach 10 imitierten Anwendungen.
VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997	Reinigung von Abutments aus Reintitan und Titanlegierung mittels - goldüberzogener Kürette - Kunststoffkürette - Graphit-Scaler - Prophylaxe-Kelch - Pulverstrahlgerät	REM-Auswertung nach einer und zehn imitierten Behandlungen zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen	Abutments aus Reintitan wiesen mehr Bearbeitungsspuren und Instrumentenabrieb auf als die aus Titanlegierungen. Das Pulverstrahlgerät hinterließ am wenigsten Spuren, gefolgt von der Kunststoffkürette. Die Goldkürette hinterließ die deutlichsten Spuren. Instrumentenabrieb war beim Scaler und der Küretten sichtbar.
AUGTHUN ET AL. 1998	1.) Oberflächenbeschädigung von drei Titanoberflächen (TPS, HA, glatte Oberfläche) durch sechs Instrumente: - Kunststoffkürette - Metallkürette - diamantierte, rotierende Instrumente - Ultraschallscaler - Pulverstrahlgerät mit Hydrogencarbonat - CHX-Lösung 0,1% 2.) Die drei der oben genannten Instrumente mit der geringsten Oberflächenbeschädigung (Kunststoffkürette, Pulverstrahl, CHX) wurden auf ihre Reinigungseffektivität auf TPS und glatten Titanoberflächen untersucht 3.) Reinigung von TPS und glatten Titanoberflächen mit Kunststoffkürette und Pulverstrahl, anschl. Anzucht	1.) REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen 2.) REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen 3.) Fluoreszenzmikroskop, REM zur Beurteilung der Zellviabilität	1.) Kunststoffkürette, Pulverstrahl und CHX hinterließen am wenigsten Oberflächenbeschädigungen 2.) Pulverstrahl reinigte am effektivsten, CHX entfernt keine Plaque. Die Kunststoffkürette reinigt nur bedingt auf strukturierten Oberflächen. 3.) Nach der Reinigung durch Pulverstrahl war die

2. LITERATURÜBERSICHT

	und Beurteilung der Vitalität von Fibroblastenzellen		Zellvitalität bei nahezu 100%, bei der Kunststoffkürette lediglich bei ca. 50%.
LAZZARA ET AL. 1999	Vergleich des Knochen-Implantat-Kontakts an zweifach geätzten Titanoberflächen und maschinieren Titanoberflächen sechs Monate nach Insertion	Histologische Untersuchung zum Knochen-Implantat-Kontakt	Es ist ein größerer Knochen-Implantat-Kontakt bei den rauen doppelt geätzten Oberflächen.
MOMBELLI ET AL. 2001	Kombinationstherapie von mechanischer Reinigung und Tetrazyklin-Fäden für zehn Tage bei 25 Patienten mit 30 Implantaten mit fortgeschrittener Periimplantitis (schüsselförmige Knochendefekte + ST $\geq$ 5mm) Zeitraum: 12 Monate	Erhebung von klinischen Parametern: ST, BOP, sowie mikrobielle Untersuchung und röntgenologische Kontrolle	Signifikante Verbesserung des BOP, Keine signifikante Veränderung der Gesamtzahl an Bakterien.
SCHWARZ ET AL. 2003a	In-vitro-Studie zur Reinigung und Zelladhäsion an vier verschiedenen Titanoberflächen (gestrahlt-geätzte, TPS, polierte und HA) mittels - Vector mit Kohlefaseraufsatz - Er:YAG-Laser	REM-Auswertung zur Beurteilung der Oberflächenveränderungen, Zellzählung und Zellmorphologie	Weniger Anlagerung von osteoblastenähnlichen Zellen an Implantatoberfläche nach der Reinigung mit Vector als im Vergleich zum Er:YAG-Laser. Auffällige Oberflächenveränderungen nach Anwendung des Vectors, sowie Spuren von Instrumentenabrieb erkennbar.
MENGEL ET AL. 2004	Reinigung von maschinieren und titannitridbeschichtete Abutments mittels - Titankürette - Stahlkürette - Kunststoffkürette - Gummikelch - Ultraschallscaler mit Stahlaufsatz - Airscaler - Pulverstrahlgerät	Profilometrische Untersuchung von Rauigkeitsparametern, LM- und REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen	Stahl-Ultraschallaufsatz, Titan- und Stahlkürette hinterließen ausgeprägte Bearbeitungsspuren auf maschinierter Oberfläche. Stahl-Ultraschallaufsatz und Stahlkürette wiesen den meisten Substanzabtrag auf maschinierter Oberfläche auf. Auf titannitridbeschichteter Oberfläche zeigten sich lediglich mit der Stahlkürette Bearbeitungsspuren und ein Substanzabtrag, jedoch weniger als auf maschinierter Oberfläche
ASTRAND ET AL. 2004	Vergleich von 187 Implantaten mit gedrehter und 184 Implantaten mit TPS Oberflächen über 5 Jahre	Verlaufskontrolle des Knochenniveaus im Vergleich zur Implantatinser-tion	Keine signifikanten Unterschiede beim Knochenlevel nach 5 Jahren erkennbar.
SATO ET AL. 2004	In-vitro-Vergleichsstudie zur Reinigung von Abutments mittels - Vector mit Karbonspitze - Ultraschallgerät mit Kunststoffspitze (Suprason P Max, Satalec, Frankreich) - Kunststoffscaler	Reinigungseffektivität und REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen, sowie laserprofilometrische Bestimmung von Rauigkeitsparametern (R_a und R_z)	Vector-System zeigte mit 61,2% die höchste Reinigungseffektivität, gefolgt vom Ultraschallgerät mit Kunststoffaufsatz (45,8%) und der Kunststoffkürette (20,3%). Es waren im REM keine Oberflächenbeschädigungen

2. LITERATURÜBERSICHT

			sichtbar. R _a und R _z wiesen keine signifikanten Differenzen nach Anwendung der verschiedenen Geräte auf.
KARRING ET AL. 2005	Periimplantitistherapie bei elf Patienten mit jeweils mindestens zwei Implantaten mit einer fortgeschrittenen Periimplantitis mittels - Vector-System mit Kohlefaserspitze und Hydroxylapatit - Karbonküretten über sechs Monate	Erhebung von klinischen Parametern und Darstellung des röntgenologischen Knochenniveaus	Signifikante Reduzierung des BOP in beiden Gruppen, etwas mehr beim Vector, keine Reduktion der ST und keine Zunahme der Radiotransluzens im Bereich des marginalen Knochenverlaufs. Es sind nicht alle periimplantären Läsionen ausgeheilt.
SCHWARZ ET AL. 2005a	In-vivo-Studie zur Reinigung von kontaminierten gestrahl-geätzten Titanoberflächen mittels - Er:YAG-Laser - Vector-System mit PEEK-Aufsatz und Hydroxylapatit - Kunststoffkürette Anschl. Beurteilung der Zellviabilität von Osteoblasten	Reinigungszeit, Reinigungseffektivität, mitochondriale Zellaktivität	Signifikante Verringerung des Biofilms durch Reinigung mittels Er:YAG-Laser (Restplaque 5,8%), gefolgt vom Vector-System (Restplaque: 36,%). Reinigungsdauer bei Kunststoff-Kürette und Vector ähnlich gering bei 2,3, bzw. 2,4 Min., Er:YAG-Laser mehr als doppelt so lange (5,6 Min.). Die Zellviabilität war nach Anwendung der Kunststoff-Kürette signifikant geringer als nach der Anwendung des Vector-Systems oder des Lasers.
SCHWARZ ET AL. 2005b	Periimplantitistherapie bei 20 Patienten mittels - Er:YAG-Laser - Kunststoffkürette und CHX-Spülung (0,2%) über 6 Monate	Erhebung klinischer Parameter: Plaque-Werte, ST, BOP, Rezession, CAL und Beurteilung der Reinigungseffektivität	Verbesserung der klinischen Parameter, signifikant größere Reduktion des BOP nach Anwendung des Er:YAG-Lasers
WATZAK ET AL. 2006	Retrospektive Studie mit 31 Patienten mit vier UK-Implantaten mit verschiedenen Oberflächen (maschinert oder anodisierte) über 30 Monate post-op	Erhebung klinischer Parameter: Plaque-Werte, ST, BOP, sowie Darstellung des röntgenologischen Knochenniveaus	Anodisierte Oberflächen wiesen weniger marginalen Knochenabbau auf als maschinerte Oberflächen. Keine Unterschiede bei Plaque-Index, ST und BOP.

2. LITERATURÜBERSICHT

RAMAGLIA ET AL. 2006	In-vitro-Studie zur Reinigung von Implantatoberflächen (TPS und HA) mit verschiedenen Instrumenten: - Metallkürette - Kunststoffkürette - Ultraschallgerät (Suprason P Max, Satalec, Frankreich) - Pulverstrahlgerät	REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen und laserprofilometrische Bestimmung von Rauigkeitsparametern (R_a und R_z)	Kunststoffkürette und Pulverstrahlgerät verursachten die geringsten Bearbeitungsspuren, hinterließen jedoch Abrieb. Metallkürette beschädigte die Oberflächen. R_a und R_z waren nach der Reinigung auf TPS-Flächen reduziert, auf HA-Flächen erhöht, Ausnahme: Kunststoffkürette: R_z verringert.
SCHWARZ ET AL. 2006b	Reinigung kontaminierter, zweifach-geätzter Titanoberflächen mittels - EMS mit PEEK-Aufsatz (zwei Leistungseinstellungen) und CHX - Kunststoffkürette und CHX	Reinigungszeit, Reinigungseffektivität, mitochondriale Zellviabilität der Osteoblasten	Alle Anwendungen führten zu einer signifikanten Reduzierung der Plaque, jedoch reinigte die Kunststoffkürette am wenigsten und benötigte die längste Behandlungsdauer. Es wurden bakterielle Rückstände in den Senken des Oberflächenreliefs gefunden. Abrieb des PEEKs war sichtbar.
KAWASHIMA ET AL. 2007	In-vivo-Studie über die Reinigung drei piezoelektrische Ultraschallgeräte an 21 polierten Abutments - Vector mit Karbonfaseraufsatz - Suprason P-Max, Satelec Acteon Group, Frankreich mit Kunststoffaufsatz - Enac, Osada, Japan mit Metallaufsatz	Reinigungseffektivität und Oberflächenveränderung der Abutments	Alle Aufsätze und Geräte zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Reinigungseffektivität der Abutments; Karbon- und Kunststoffaufsätze erzielten eine signifikant glattere Oberfläche als Metallaufsätze
BRATU ET AL. 2009	Vergleich von 46 Patienten mit je zwei Implantaten verschiedener Halsoberflächen (poliert vs. rau) über ein Jahr	Beurteilung des röntgenologischen Knochenneiveaus anhand einer PSA, sowie klinische Beurteilung der Implantatstabilität	Signifikant weniger Knochenabbau am rauen Implantat (S-Model). Kein Unterschied bei der Implantatstabilität erkennbar.
RENVERT ET AL. 2009a	Periimplantitistherapie bei 31 Patienten mit 31 Implantaten, mit fortgeschrittener Periimplantitis mittels Unterweisung in Mundhygiene und Reinigung mittels - Titan-Kürette mit anschl. Politur - Vector-System mit Implantataufsatz (LM Instruments Oy, Finnland) über 6 Monate	Beurteilung klinischer und röntgenologischer Parameter	Es wurden keine Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden, die Blutung und Plaque-Werte waren reduziert, nicht aber die ST. Knochenlevel wies keine signifikanten Unterschiede auf.

2. LITERATURÜBERSICHT

VAN ASSCHE ET AL. 2012	Beobachtung von 85 Implantaten mit gedrehter ($S_a=0,2\mu\text{m}$) und titanoxidierter Oberfläche ($S_a=1,44\mu\text{m}$) bei 18 Patienten (zahnlos, bzw. zahnloser Kiefer) mit parodontaler Vorgeschichte über ein Jahr	Beurteilung klinischer und röntgenologischer Parameter: ST, Rezession, BOP, Plaque, CAL, Knochenniveau, sowie die Implantatstabilität	Implantate mit moderaten rauen Oberflächen erleichtern die Osseointegration. Jedoch keine signifikanten Unterschiede für die klinischen Werte. Teilbezahnte Patienten schnitten schlechter ab als zahnlose Patienten.
QUIRYNEN & VAN ASSCHE 2012	Beobachtung der subgingivalen Plaquebildung an 85 Implantaten mit gedrehter ($S_a=0,2\mu\text{m}$) und titanoxidierter Oberfläche ($S_a=1,44\mu\text{m}$) bei 18 Patienten (zahnlos, bzw. zahnloser Kiefer) mit parodontaler Vorgeschichte über ein Jahr	Anlegung von Bakterienkulturen, Analysen mittels qPCR und Checkerboard	Teilbezahnte Patienten mit Implantaten wiesen mehr pathogene Keime auf als unbezahnte Patienten mit Implantaten. Die Rauigkeit der Oberfläche hatte keinen Einfluss auf die Biofilmbildung.
RENVERT ET AL. 2011b	Periimplantitistherapie bei 42 Patienten mit schwerer Periimplantitis an Implantaten verschiedener Implantatoberflächen (maschinert vs. moderat raue) mittels - Er:YAG-Laser - Pulverstrahlgerät Über 6 Monate	Beurteilung klinischer und röntgenologischer Parameter: ST, BOP, Plaque-Werte, Knochenniveau	Ähnliche Ergebnisse in beiden Gruppen: Leichte Reduktion der ST um 0,8-0,9mm und Knochenverlust zwischen 0,1-0,3mm.
KAHILI 2012	In-vitro-Untersuchung zur Reinigung von vier verschiedenen Implantatoberflächen (gestrahlt, geätzt, strukturiert und gestrahlt-geätzt) mittels - Kunststoffkürette - Karbonkürette - Gummipolierer und Polierpaste - schallgetriebene Prophylaxebürste - schallgetriebene Kunststoffspitze - ultraschallgetriebene Kunststoffspitze - Pulverstrahl (Aminoglycinpulver) - Vector-System mit Metallauflaufsatz und Hydroxylapatit - Er:YAG-Laser - Ozon - PDT	Berechnung der Reinigungseffektivität, LM- und REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen	Keine vollständige Reinigung erreicht, raue Oberflächen sind schwieriger zu reinigen als glatte, maschinelle mechanische Methoden sind effektiver als Handinstrumente, Schall- und Ultraschallinstrumente für alle Oberflächen bei angepasstem Anpressdruck zur Reinigung geeignet, Airpolishing hat sich bei geringem Beschädigungspotential der Oberfläche bewährt.

2. LITERATURÜBERSICHT

THIELEMANN 2012	In-vitro-Untersuchung zur Reinigung von vier verschiedenen Implantatoberflächen (gestrahlt, geätzt, strukturiert, poliert und gestrahlt-geätzt) mittels - Kunststoffkürette - Karbonkürette - Gummipolierer - schallgetriebener Kunststoffaufsatz - ultraschallgetriebener Kunststoffaufsatz - Pulverstrahl - ultraschallgetriebene Karbonkürette - Vector-System - Er:YAG-Laser	LM- und REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen, laserprofilometrische Bestimmung von Rauigkeitsparametern	Schall- und Ultraschallinstrumente eignen sich für mikrorauere Oberflächen, glatte Oberflächen sind am besten mit schallgetriebener Bürste oder Airflow zu reinigen, die gestrahlt-geätzten Oberfläche zeigte die stärksten Oberflächenveränderungen
MANN ET AL. 2012	Vergleich von zwei Ultraschallaufsätze (Kunststoff- und Metall) bei Anwendung auf Titanoberflächen mit unterschiedlichen Anpressdrücken (100g und 200g)	REM- und laserprofilometrische Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen	Metallaufsätze hinterließen Bearbeitungsspuren auf den Titanoberflächen, wobei der Anpressdruck und die Leistungseinstellung zu berücksichtigen sind. Kunststoff-Scaler hinterlassen keine Spuren, glätten aber die Oberfläche und können einen Abrieb hinterlassen.
JOHN ET AL. 2013	In-vivo-Studie zur Reinigung gestrahlt-geätzter Titanoberflächen mittels - Metallkürette - rotierender Titanbürste	Reinigungseffektivität, REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen, Reinigungsdauer	Beide Reinigungsmethoden reduzierten signifikant den Biofilm. Die rotierende Titanbürste reinigte jedoch effektiver und hinterließ weniger Oberflächenbeschädigungen.
PARK ET AL. 2014	Reinigung von gestrahlten und geätzten Titanimplantatkörpern mittels Ultraschallscalern aus - Metall - Kunststoff - Karbon und anschließender Reinigung mit Zahnbürste und Zahnpasta	Reinigungseffektivität REM-Auswertung zur Beurteilung von Oberflächenveränderungen, laserprofilometrische Bestimmung von Rauigkeitsparametern (S_a, S_z und S_{sk})	Metallscalern führten zur Oberflächenglättung, Metallaufsätze und damit zu einer signifikanten Reduzierung von S_a und S_z. Nach der Reinigung mit Zahnbürste und –pasta sank die Zahl der adherenten Bakterien. Restbakterien wurden besonders in Senken der Oberfläche nachgewiesen.

2. LITERATURÜBERSICHT

Tabelle 06 bietet einen Überblick über veröffentlichte Reviews der letzten zehn Jahre zum Thema Implantatmorphologie und Entstehung einer Periimplantitis, bzw. Therapie einer bestehenden Periimplantitis mittels verschiedener Geräte. Es wird deutlich, dass es weiterhin Forschungsbedarf und Weiterentwicklungen in diesem Bereich gibt.

Tab. 06: Übersicht über veröffentlichte Reviews 2004-2013

Autor (Jahr)	Versuchsgruppen	Versuchsparameter	Ergebnisse
ALBREKTSSON UND WENNERBERG 2004a	Review über mechanische, topographische und physikalisch-chemische Eigenschaften von Implantatoberflächen		Oberflächeneigenschaften können in mechanische, topographische und physikalisch-chemische eingeteilt werden. Implantate mit moderat rauen Oberflächen ($S_a=1-2\mu m$) weisen den besten Knochen-Implantat-Kontakt auf, aber statistisch nicht signifikant. „Osseoattraktive Oberflächen“ ist ein kommerzieller Vermarktungsbegriff ohne wissenschaftliche Belege.
ESPOSITO ET AL. 2005	Review über randomisiert kontrollierte klinische Studien mit einem Beobachtungszeitraum über 1, 3 und 5 Jahre	Literaturübersicht über 12 Arbeiten mit 550 maschinieren und 930 rauen Implantatoberflächen	55 verlorengegangene Implantate (32 raue, 23 maschinerte); Überlebensrate: 96%. Raue Oberflächen (bes. TPS) weisen ein 20% höheres Risiko für periimplantäre Entzündungen auf (über 3 Jahre). Keine signifikanten Unterschiede bezüglich Knochenabbaus bezogen auf die verschiedenen Implantatformen und Oberflächen erkennbar.

2. LITERATURÜBERSICHT

GUENTSCH & PRESHAW 2008	Review über Untersuchungen zum Vector-System	Literaturübersicht über 18 Studien und 10 Papers	Bezogen auf Periimplantitis: zurzeit keine Therapie-Empfehlung bei Periimplantitis (mit Knochenabbau), für die Nachsorge jedoch geeignet, da zuverlässig Beläge entfernt werden.
RENVERT ET AL. 2011a	Review über den Zusammenhang der Implantatoberflächenmorphologie und die Entstehung einer Periimplantitis	Literaturübersicht über 13 Studien	Die geringe Datenlage zeigt, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Oberflächenmorphologie und der Entstehung einer Periimplantitis gibt. Es gibt bedingt aussagekräftige experimentelle Studien, die einen Zusammenhang vermuten.
ESPOSIT ET AL. 2012	Review über den Vergleich von Periimplantitsbehandlungen, sowohl nicht-chirurgisches, chirurgisches als auch adjuvante Therapiemöglichkeiten	Literaturübersicht über 9 Studien	Keine Aussage möglich, welches die effektivste Behandlung ist. Es ist ein längerer Beobachtungszeitraum notwendig. Sowohl die mechanische Plaqueentfernung mit lokaler Antibiotikagaben, als auch die operativen Therpiemöglichkeiten führten zu reduzierten Taschentiefen.
LOUROPOULOU ET AL. 2013	Review über kontrollierte Studien zur effektiven Reinigung von kontaminierten Titanoberflächen mit verschiedenen Geräten	Literaturübersicht über 14 Studien	Airflow entfernt effektiver Plaque von maschinieren, gestrahl-geätzten und TPS Titanoberflächen. Ebenso Ultraschallgeräte mit Karbon- oder Kunststoffaufsätzen auf polierten oder gestrahl-geätzten Oberflächen. Metallküretten sind ineffektiv bei der Reinigung von kalzifizierten Ablagerungen auf maschinieren Titanoberflächen, aber effektiv auf gestrahl-geätzten Oberflächen. Das Vector-System mit einem Kohlefaseraufsatz entfernt effektiv Plaque von polierten und gestrahl-geätzten Oberflächen.

3. FRAGESTELLUNG

Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, den ultraschallgetriebenen Vector 2 der Firma Dürr Dental mit vier Aufsatz-Prototypen aus verschiedenen PEEK-Materialien mit zwei auf dem Markt bereits eingeführten Geräten, dem ultraschallgetriebenen Piezon Master 700 der Firma EMS und dem schallgetriebenen SONICflex 2003 L der Firma KaVo als Kontrollgruppen, hinsichtlich folgender Parameter auf zwei verschiedenen Implantatoberflächen zu vergleichen:

1. Ermittlung der potentiellen Beschädigung aller sechs Aufsätze bei standardisierten Anpressdrücken an die Implantatoberflächenstrukturen und dadurch Ermittlung des optimalen Anpressdruckes
2. Beurteilung der Abnutzung der einzelnen Aufsätze
3. Effektivität der Reinigungsinstrumente und Untersuchung der verbliebenen Restplaque
4. Reinigungseffektivität des Vector 2 unter Verwendung des Vector Fluid polish
5. Beurteilung der Prototypen-Aufsätze.

Dazu werden folgende Nullhypothesen formuliert:

1. Alle Instrumentenaufsätze reinigen effektiv, ohne starke Abnutzung des Materials und ohne Veränderung der Implantatoberflächenstrukturen
2. Das Vector Fluid polish hat keinen Einfluss auf die Reinigungseffektivität und Implantatoberflächenstrukturen
3. Alle Methoden reinigen unter denselben Parametern glatte und mikrostrukturierte Implantatoberflächen gleichermaßen und verändern ihre Strukturen nicht.

4. MATERIAL UND METHODE

4.1 Versuchsdesign

Es wurden jeweils fünf implantatoberflächensimulierende strukturierte und gestrahl-geätzte Titanplättchen mit drei verschiedenen Ultraschallgeräten und sechs verschiedenen Aufsätzen bearbeitet und anschließend untersucht. Die verwendeten Geräte, Aufsätze und die Anzahl der Titanplättchen sind in Tab. 07 aufgelistet.

Alle Versuche wurden von derselben Person durchgeführt.

Tab. 07: verwendete Geräte und Aufsätze zur Bearbeitung und Reinigung der Titanplättchen

Ober- fläche	Instrument		Zielparameter (Anzahl Titanplättchen)					Summe Plätt- chen
	Geräte	Aufsatz	optimaler Anpress- druck	potentielle Beschädi- gung		Reinigungs effektivität		
				ohne Polish	mit Polish	ohne Polish	mit Polish	
struk- tur-po- liert	EMS	PI	5	5	-	5	-	130
	KaVo	implant	5	5	-	5	-	
	Vector	Keramik	5	5	5	5	5	
		Kohlefaser kurz	5	5	5	5	5	
		Kohlefaser lang	5	5	5	5	5	
		Natur	5	5	5	5	5	
ge- strahlt- geätzt	EMS	PI	5	5	-	5	-	130
	KaVo	implant	5	5	-	5	-	
	Vector	Keramik	5	5	5	5	5	
		Kohlefaser kurz	5	5	5	5	5	
		Kohlefaser lang	5	5	5	5	5	
		Natur	5	5	5	5	5	
Summe Plättchen			60	100		100		260

Die Untersuchung wurde in drei Versuchskomplexe unterteilt und ist schematisch in Abb. 02 dargestellt.

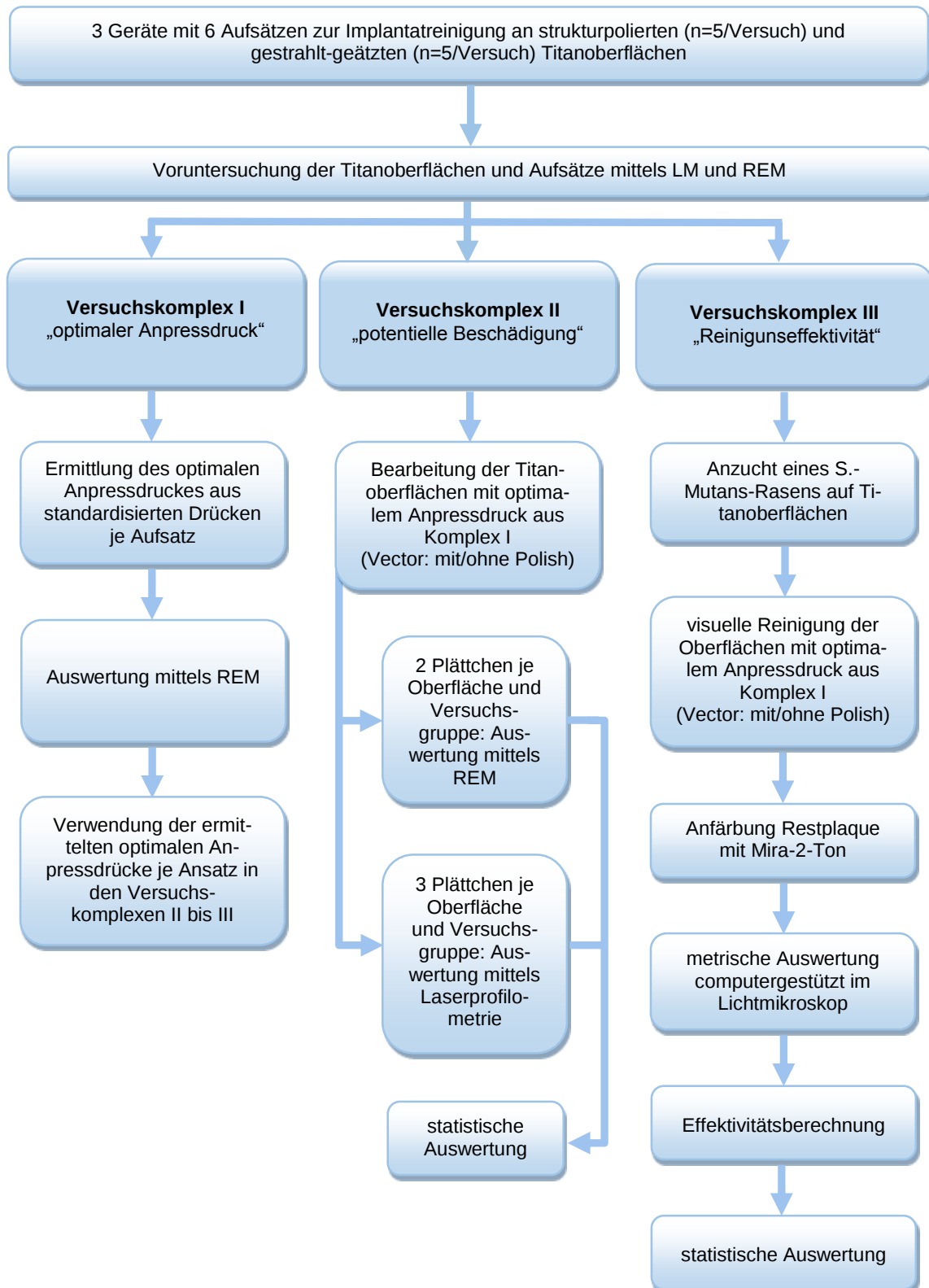


Abb. 02: systematische Darstellung der Versuchsdurchführung

4.2 Verwendete Reinigungsgeräte und Aufsätze

Die in dieser Untersuchung verwendeten Instrumente sind in Tab. 08 dargestellt und werden nachfolgend näher beschrieben. Die Nummern eins und zwei stellten die Kontrollgruppen und die Nummern drei bis sechs die Versuchsgruppen dar. Die Untersuchungen wurden an Titanplättchen von 1 cm Durchmesser und 2 mm Höhe durchgeführt, die mit zwei verschiedenen auf dem Markt eingeführten Oberflächenstrukturen versehen waren. Die erste verwendete Titanoberfläche war strukturpoliert, wie sie nach dem Abdrehen herstellungsbedingt entsteht. Der flächenbezogene Mittenrauwert S_a der unbearbeiteten strukturpolierten Versuchsplättchen lag bei durchschnittlich $0,20\text{ }\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,02\text{ }\mu\text{m}$, der Surface Area Ratio (Sdr) bei $2,82\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $0,46\text{ }\%$ (Definitionen siehe Seite 53). Die zweite Titanoberfläche wurde zuerst partikelbestrahlt und anschließend säuregeätzt (nachfolgend gestrahlt-geätzt). Die vor den Versuchen ermittelten Werte dieser gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen lagen für den S_a bei durchschnittlich $0,86\text{ }\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,21\text{ }\mu\text{m}$ und für den Sdr bei $20,00\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $3,60\text{ }\%$. Weitere Angaben zu den Titanoberflächen waren nicht bekannt.

Tab. 08: verwendete Geräte zur Bearbeitung der Titanoberflächen

Nr.	Handelsname	Hersteller, Ort	Arbeitsweise	Aufsatz
1	Piezon Master 700	EMS, München	schwingend, Ultraschall	PI
2	SONICflex 2003 L	KaVo, Biberach	schwingend, Schall	implant
3	Vector 2	Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen	oszillierend, Ultraschall	Keramik
4	Vector 2	Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen	oszillierend, Ultraschall	Kohlefaser kurz
5	Vector 2	Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen	oszillierend, Ultraschall	Kohlefaser lang
6	Vector 2	Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen	oszillierend, Ultraschall	Natur

4.2.1 Piezon Master 700 der Firma EMS mit PI-Aufsatz

Das Ultraschallgerät des Piezon Master 700 (EMS, Nyon, Schweiz) ist ein piezoelektrisch getriebenes Ultraschallgerät mit linear verlaufenden Instrumentenbewegungen (Abb. 03 und 04). Der sich im Handstück befindende Quarzkristall wird mit einer Wechselspannung versorgt. Aufgrund der bipolaren Struktur der Quarzmoleküle kommt es je nach Polung der Spannung zu einer Kontraktion oder Ausdehnung des Stoffes, der sogenannten Oszillation. Diese Oszillationsbewegung wird auf das fest verbundene Arbeitsende des Handstückes übertragen. Die optimale Schwingung des Instrumentes wird von einem speziell programmierten Mikroprozessor geregelt. Mit dieser SMD-Technik (Surface Mounted Devices) ist es möglich die Schwingungen zwischen 25000 und 30000 Hz zu regeln. Die Amplitude liegt zwischen 12 – 75 μm . Der verwendete Aufsatz PI für Implantate besteht aus einem Edelstahlkern, der mit Hightech Polyetheretherketon (PEEK) Kunststoff beschichtet ist.

Laut Gebrauchsanweisung soll mit einer niedrigen bis mittleren Leistungseinstellung und einer mittleren bis hohen Wassermenge gearbeitet werden. Das Wasser wird über einen externen Tank mit einer Füllmenge von 500 ml zugeführt. Das Instrument schwingt in einer Vor- und Rückwärtsbewegung (linear verlaufende Instrumentenbewegungen). Für den Reinigungsprozess soll es tangential angelegt werden und mit einem Anpressdruck von bis zu 2,0 N gearbeitet werden. Es verfügt über keine interne Kühlung. Die Spüllösung tritt am Handstück aus und spült die Lösung um die Spitze herum. Daher muss das Instrument 14 mm in den Feilenhalter eingebracht werden (vgl. Gebrauchsanweisung Piezon Master 700 und Bedienungsanleitung Piezon Instruments). Für die Versuche wurde Aqua destillata (Aqua dest.) als Spüllösung verwendet.



Abb. 03: Piezon Master 700 der Firma EMS



Abb. 04: Aufsatz PI

4.2.2 SONICflex 2003 L der Firma KaVo mit implant-Aufsatz

In der Untersuchung kam darüber hinaus die schallgetriebene SONICflex 2003 L (KaVo, Biberach) mit dem Aufsatz SONICflex implant zur Anwendung (Abb. 05 und 06). Die SONICflex wird auf die Multiflexkupplung eines Turbinenaufsatzes einer zahnärztlichen Behandlungseinheit aufgesteckt.

Die Erzeugung der Vibration erfolgt durch eine rotierende Stahlhülse. In Verbindung mit dem Aufsatz SONICflex implant wird eine oszillierende elliptische Spitzenbewegung erzeugt. Der Frequenzbereich liegt bei ca. 6000 Hz, mit einer Amplitude von bis zu 1000 μm . Die innen geführte Wasserkühlung (Spraykühlung) verhindert eine Erhitzung des Arbeitsfeldes und hält die Behandlungsfläche sauber. Eine Verwendung von Suspensionen oder Beimischung von desinfizierenden Substanzen ist nicht möglich. Der Polymer-Pin dient zur sub- und supragingivalen Reinigung der glatten Halspartien von hauptsächlich aus Titanlegierungen hergestellten Implantaten. Die Instrumentenspitze soll gemäß Herstellerempfehlung seitlich in einem Anstellwinkel von ca. 5° auf die Oberfläche ansetzen und mit einer Parallelführung zum Zahn gearbeitet werden. Die empfohlene Leistungsstufe für den Aufsatz SONICflex implant beträgt zwei von drei Leistungsstufen. Die Amplitude des Aufsatzes beträgt bei Leistungsstufe 2 ca. 300 μm . Die empfohlene Anpresskraft des Herstellers beträgt 0,1 bis 2 N. (vgl. Gebrauchsanweisung für SONICflex Spitze implant, KaVo).



Abb. 05: SonicFlex 2003 L der Firma KaVo



Abb. 06: Aufsatz implant

4.2.3 Vector 2 der Firma Dürr Dental mit vier Aufsatz-Prototypen

Kennzeichnend für den Vector 2 (Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen) ist ein durch Ultraschallantrieb in Schwingungen versetzter ringförmiger Resonanzkörper, der verformt wird und dadurch eine sekundäre linear-vertikale Schwingungsbewegung hervorruft (Abb. 07). Die in einem 90°-Winkel eingespannte Instrumentenspitze wird somit durch den Ring entlang ihrer Längsachse linear hin und her bewegt. Die Arbeitsspitze schwingt bei einer Frequenz von ca. 25000 bis 35000 Hz. Die Aufsätze verfügen über keine interne Kühlung. Die durch einen externen Wassertank zugeführte Spüllösung tritt am Handstück aus und ist auf die Spitze gerichtet.

In der Untersuchung kamen vier in der Entwicklung befindliche teilflexible Aufsätze aus Faserverbundwerkstoffen der Firma Dürr Dental zum Einsatz (Abb. 08 bis 11):

- Keramikfasern (nachfolgend Keramik)
- kurze Kohlefasern (nachfolgend Kohlefaser kurz)
- lange Kohlefasern (nachfolgend Kohlefaser lang)
- Naturfasern (nachfolgend Natur).

Die Zusammensetzung und Bestandteile der genannten PEEK-Aufsätze sind ein Betriebsgeheimnis des Herstellers und nicht bekannt. Die empfohlene Anpresskraft beträgt 0,1 bis 1 N, bei stärkerer Anpresskraft schaltet sich das Gerät automatisch ab. Die empfohlene Leistungsstufe beträgt sieben von zehn Leuchtanzeigen, was einer Amplitude von ca. 30 µm entspricht (vgl. Montage- und Gebrauchsanweisung Dürr Vector Paro, S. 11). Diese geringe Amplitude kann durch Zusatz einer Hydroxylapatitkristallsuspension (Vector Fluid polish, mittlere Korngröße < 10 µm) kompensiert werden und dient der Energieübertragung an die zu behandelnde Oberfläche. Bei der Anwendung soll gemäß des Herstellers darauf geachtet werden, dass bei der Instrumentenanlage die Bewegung der Spitze immer parallel zur Zahnoberfläche verläuft. Zu der Handhabung der Parodontitisinstrumente heißt es in der Anleitung, es solle „analog zu einer Parodontal-Diagnostiksonde gegen den Zahn und/oder Taschenfundus unter taktilem Feedback“ gearbeitet werden“ (Montage- und Gebrauchsanweisung Dürr Vector Paro, S. 17).

4. MATERIAL UND METHODE



Abb. 07: Vector 2 der Firma Dürre Dental (im Gehäuse des Vector Paro)



Abb. 08: Aufsatz Keramik



Abb. 09: Aufsatz Kohlefaser kurz



Abb. 10: Aufsatz Kohlefaser lang



Abb. 11: Aufsatz Natur

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Versuchskomplex I: „optimaler Anpressdruck“

Für die Bearbeitung der implantatoberflächensimulierenden Titanplättchen wurden die Handstücke nacheinander in einen horizontal und vertikal beweglichen Arm fest eingespannt. Die Versuchsplättchen wurden auf einer mittels Wasserwaage (SOEHNLE, Nassau) ausgerichteten parallel zum Haltearm verlaufenden, geeichten Briefwaage auf einer Luftschlittenapparatur mit Klebeband fixiert, die manuell in horizontaler Richtung bewegt wurde. Der Arm wurde in vertikaler Richtung auf das Titanplättchen abgesenkt, bis der gewünschte Druck auf der Waage angezeigt wurde (Abb. 12 und Abb. 13).

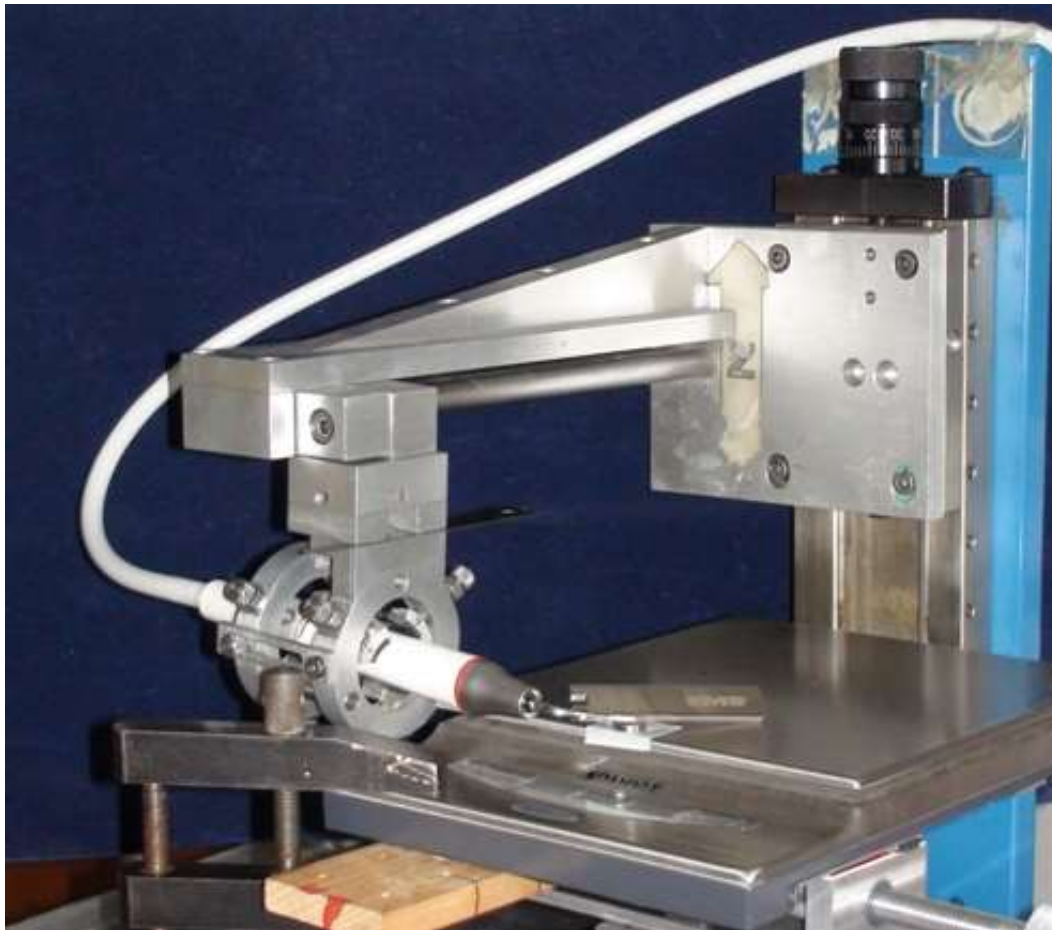


Abb. 12: Versuchsaufbau Komplex I



Abb. 13: Einstellung des Anpressdrucks

Mit jedem Aufsatz wurden je fünf strukturierte und gestrahl-geätzte Versuchsplättchen bearbeitet, wobei zwei Testfelder pro Plättchen festgelegt wurden. Eine Hälfte der Versuchsplättchen wurde innerhalb von 30 Sekunden in linearen Zügen in horizontaler Richtung bearbeitet. Auf der anderen Hälfte wurde die Instrumentenspitze für 15 Sekunden ohne eine horizontale Bewegung ausführend auf das Titanplättchen aufgesetzt (punktuelle Bearbeitung, s. Abb. 14). Der Auflagebereich der Instrumentenspitze betrug bei beiden Testfeldern 4 mm.

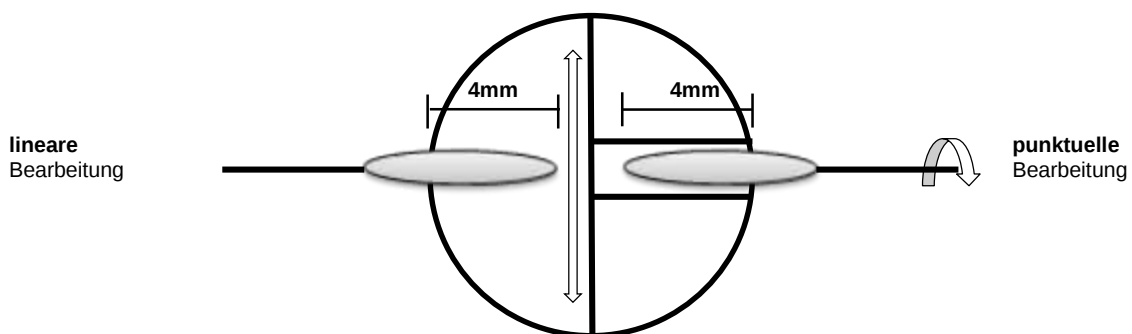


Abb. 14: schematische Abbildung der Testfelder

Die Anwendung der Instrumente erfolgte nach den Empfehlungen des jeweiligen Herstellers. Die Auswahl der zu untersuchenden Anpressdrücke erfolgte im Bereich der Herstellerempfehlungen. Die empfohlene Anpresskraft des Vector 2 liegt zwischen 0,1 – 1,0 N, für den Piezon Master 700 und die SONICflex 2003 L

zwischen 0,1 N – 2,0 N. Der Druck wurde kontinuierlich (Plättchengruppe für Plättchengruppe) bis zum Maximum von 1 N für den Vector 2 respektive 2 N für den Piezon Master 700 und die SONICflex 2003 gesteigert.

Die bearbeiteten Plättchen und die verwendeten Aufsätze wurden anschließend licht- und rasterelektronisch auf Bearbeitungsspuren und Oberflächenbeschädigungen untersucht. Als Kontrollgruppe dienten unbearbeitete Titanplättchen, die ebenfalls licht- und rasterelektronisch untersucht wurden.

Als Auflichtmikroskop dienten das MZ 12 (Leica, Solms) mit 20fachem Vergrößerungsobjektiv und 10fachem Okular sowie die Kamera HV-C20A CCD (Hitachi, Tokio, Japan). Für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung wurde das DSM 940 (Zeiss, Oberkochen) verwendet. Dazu wurden die Plättchen und Aufsätze mit dem Sputter Coater (Bio-Rad Microscience Division, Watford Hertfordshire, Großbritannien) überzogen. Die Aufnahmen von potentiellen Beschädigungsspuren auf den Titanoberflächen und Abnutzungsspuren der Instrumente wurden in 50facher, 500facher und 2000facher Vergrößerung angefertigt.

Die LM- und REM-Aufnahmen wurden qualitativ bewertet und in drei Beschädigungsstufen eingeteilt (Tab. 09):

Tab. 09: Beschädigungsscore zur Beurteilung der Titanoberflächen

Score	Bedeutung
1	keine sichtbaren Oberflächenbeschädigungen
2	sichtbare Oberflächenbeschädigungen
3	deutlich sichtbare Oberflächenbeschädigungen

Des Weiteren wurde der maximale Anpressdruck sowohl für die punktuelle als auch für die lineare Bearbeitung bestimmt, bei dem keine Oberflächenbeschädigungen zu erkennen waren. Anschließend wurde der optimale Anpressdruck aus den Maximalwerten der linearen und punktuellen Bearbeitung gemittelt. Bei Differenzen wurde der linearen Bearbeitung ein höherer Stellenwert zuteil, da eine punktuelle Bearbeitung seitens der Hersteller nicht empfohlen wird und daher klinisch vermieden werden sollte.

Anhand der LM- und REM-Aufnahmen wurde die Abnutzung der Reinigungsaufsätze beurteilt und per Score eingeteilt (Tab. 10):

Tab. 10: Abnutzungsscore zur Beurteilung der Instrumentenabnutzung

Score	Bedeutung
wenig	kaum sichtbare Abnutzung der Instrumentenaufsätze
mittel	sichtbare Abnutzung der Instrumentenaufsätze
viel	deutlich sichtbare Abnutzung der Instrumentenaufsätze

4.3.2 Versuchskomplex II: „potentielle Beschädigung“

Nach Ermittlung des optimalen Anpressdruckes in Versuch I wurden jeweils fünf strukturpolierte und fünf gestrahlt-geätzte Titanoberflächen pro Aufsatz manuell damit bearbeitet. Für den Vector 2 wurde diese Versuchsreihe zuerst mit aqua dest. und in einer zweiten Versuchsreihe mit dem Vector Fluid polish als Spülmedium durchgeführt, um zu ermitteln ob das Fluid polish Auswirkungen auf die Oberflächenstrukturen hat. Die Ergebnisse werden in einem separaten Unterkapitel (5.5 Vergleich der Ergebnisse mit und ohne Verwendung des Vector Fluid polish) miteinander verglichen. Die Geräte von EMS und KaVo wurden mit aqua dest., bzw. dem Kühlwasser aus der Behandlungseinheit betrieben und somit einer Versuchsreihe unterzogen (Abb. 07). Anschließend wurden drei der fünf Plättchen laserprofilometrisch untersucht. Es wurden jeweils drei randomisiert gewählte Messareale der Größe 100 µm x 100 µm pro Versuchsplättchen vermessen. Als Kontrollgruppen dienten jeweils drei unbearbeitete Versuchsplättchen mit strukturpolierter und gestrahlt-geätzter Oberfläche mit ebenfalls je drei Messarealen (vgl. Abb. 15).

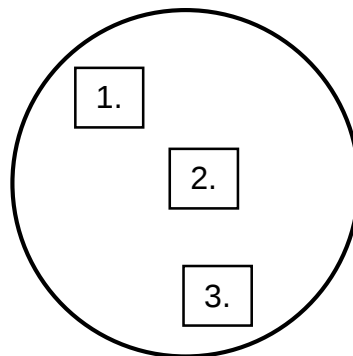


Abb. 15 : Verteilung der laserprofilometrischen Auswertungsareale

Die Oberflächen wurden mit einem chromatisch codierten konfokalen Punktsensor (CHR 150N, Jurca Optoelektronik GmbH, Rodgau) in Verbindung mit einer motorisierten XYZ-Verschiebeeinheit (LS-110m miCos GmbH, Eschbach) vermessen. Mittels des von Florian Hausladen vom Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm (ILM, Ulm) geschriebenen Programms TOPSurf erfolgte die Ermittlung und Berechnung der Kenngrößen S_a (Mittenrauwert) und Sdr (surface area ratio bzw. developed interfacial area ratio).

Die EN ISO 25178 definiert den flächenbezogenen Rauheitswert S_a über das arithmetische Mittel:

$$S_a = \frac{1}{A} \iint_A |z(x, y)| dx dy$$

Wobei A die betrachtete Oberfläche und $z(x, y)$ die Profilhöhe darstellt. Die Messung der Profilhöhe und deren Integral erfolgten über die oben genannte, berührungslöse chromatisch-konfokale Abstandsmessung.

Der Sdr (surface area ratio bzw. developed interfacial area ratio) ist eine weniger verbreitete Verhältnismaßeinheit. Er beschreibt das Verhältnis der wahren Oberfläche zur Messfläche. Er drückt die prozentuale Veränderung einer gegebenen Oberfläche aus, wenn die vorhandenen Erhebungen dieser Oberfläche quasi geglättet würden. Die Konstruktionsweise des Sdr macht es zu einem Hybridparameter, der in Kombination mit dem SDs (density of peaks) und dem S_a weitreichendere Auskunft über die Beschaffenheit einer Oberfläche liefern kann. Der Sdr wurde von WENNERBERG UND ALBREKTSSON (2009) für die Auswertung bearbeiteter Implantatoberflächen in der Zahnmedizin bekannt gemacht. Alle Messwerte wurden in einer Tabelle von Microsoft Excel 2010 gespeichert.

Zwei der fünf Versuchsplättchen wurden zur Kontrolle auf Beschädigungen rasterelektronisch (Rasterelektronenmikroskop DSM 940, Zeiss, Oberkochen) auf potentielle Bearbeitungsspuren untersucht.

4.3.3 Versuchskomplex III: „Reinigungseffektivität“

Die Versuchsplättchen wurden in zwei fünfer Reihen auf einer Metallträgerplatte mit Kunststoff fixiert und jeweils zwei dieser Trägerplatten mit den Rückseiten aneinander in einen mit einer Streptococcus-Mutans-Suspension und Nährbouillon gefüllten Reagenzkolben eingehängt (siehe Abb. 16). Die Versuchsplättchen wurden bei 37°C eine Woche bebrütet, um einen gleichmäßigen Bakterienrasen zu erhalten (siehe Abb. 17). Es wurde täglich Nährbouillon in den Reagenzkolben hinzu gegeben.



Abb. 16: Versuchsplättchen in Nährsuspension

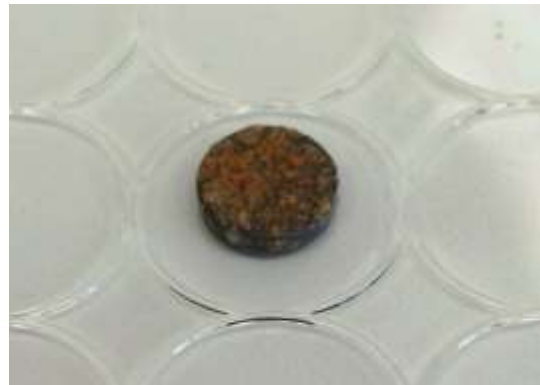


Abb. 17: bewachsenes gestrahl-geätztes Versuchsplättchen

Es wurden jeweils fünf strukturierte und gestrahl-geätzte Versuchsplättchen manuell mit dem im Versuchskomplex I ermittelten optimalen Anpressdruck pro Aufsatz manuell bearbeitet. Der Anpressdruck wurde vor jeder Instrumentierung mittels Waage kontrolliert (Abb. 18). Anschließend wurden die Plättchen mit einer diamantierten Pinzette fixiert und bearbeitet, bis sie visuell vom Bakterienbewuchs gereinigt waren, jedoch nicht länger als zwei Minuten pro Plättchen (Abb. 19). Für den Vector 2 wurden wiederum zwei Versuchsreihen durchgeführt, mit und ohne Verwendung der Suspension Vector Fluid polish.



Abb. 18: Kontrolle des Anpressdruckes mittels Waage



Abb. 19: Reinigung eines Versuchsplättchens

4. MATERIAL UND METHODE

Zum Sichtbarwerden der verbliebenen Bakterien wurde der Plaquerelevator Mira-2-Ton (Hager & Werken, Duisburg) verwendet. Dieser enthält Patentblau (E133) und den Lebensmittelfarbstoff Phloxin B, sowie gereinigtes Wasser und Konservierungsmittel. Nach der Reinigung wurden zwei Tropfen des Plaquerelevators auf die Titanplättchen nach Gebrauchsanweisung mit einem Wattestäbchen aufgetragen, mit Wasser abgespült und luftgetrocknet. Ein ggf. verbliebender Biofilm stellte sich daraufhin violett dar.

Im Auflichtmikroskop Axiophot (Zeiss, Oberkochen) mit 20fachem Vergrößerungsobjektiv und 10fachem Okular sowie mit der Kamera HV-C20A CCD (Hitachi, Tokio, Japan) wurden nach einem randomisierten Schema jeweils fünf Aufnahmen pro Plättchen exemplarisch dokumentiert (siehe Abb. 20) und als tif-Datei gespeichert.

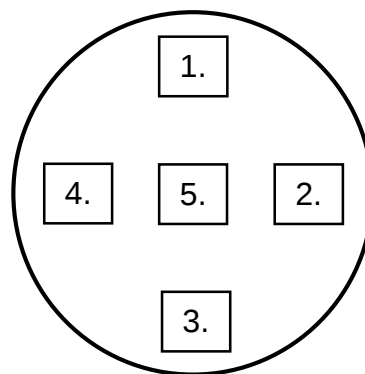


Abb. 20: schematische Verteilung der randomisiert ausgewählten lichtmikroskopischen Aufnahmen

Von jeder Gruppe eines Aufsatzes wurden 25 Implantatoberflächenfotos hinsichtlich der Effektivität ausgewertet. Als Kontrollgruppen wurden drei Versuchsplättchen jeder Oberflächengruppe ungereinigt nach gleichem Vorgehen ausgewertet.

Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte mit dem Fotobearbeitungsprogramm Adobe Photoshop 7.0. Zu Beginn wurde eine Maske zur Auswahl des Farbbereiches erstellt und gespeichert. Hierfür wurden manuell 300 Violetttöne anhand der ungereinigten Plättchenaufnahmen ausgewählt und der Toleranzbereich auf 40 von 200 festgelegt. Die Maske wurde für alle Auswertungen verwendet. Nach Öffnen des zu bearbeitenden Bildes wurde eine weiße Füllenebene erstellt und die Vordergrundfarbe rot (R: 255, G: 0, B: 0) festgelegt. Der relevante violette Farbbereich wurde durch die zuvor gespeicherte Maske erkannt und markiert und

mit der Vordergrundfarbe rot gefüllt. Somit wurden die violetten Bereiche rot dargestellt (Abb. 21a-b). Durch das Einfügen einer neuen Ebene wurde der nicht rotgefärbte Bereich ausgeblendet. Für eine Schwarz-Weiß-Darstellung wurden die Graustufen aktiviert und der Schwellenwert auf 255 eingestellt (Abb. 21c). Nun konnte aus dem Histogramm die Anzahl der schwarzen Pixel (= Restplaque) abgelesen werden, wobei die Gesamtpixelzahl 442.368 betrug. Die Anzahl der weißen Pixel steht für eine Reinigung der Plättchen. Die prozentuelle Effektivitätsberechnung wurde mittels einer Tabelle in Microsoft Excel 2010 erstellt. Um eine objektive Auswertung zu erhalten, wurde dieser Vorgang mittels der Aktion „Stapelverarbeitung“ von Adobe Photoshop 7.0 gespeichert und automatisch für sämtliche Aufnahmen wiederholt.

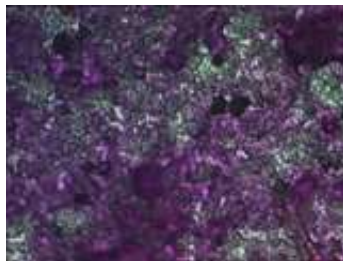


Abb. 21a

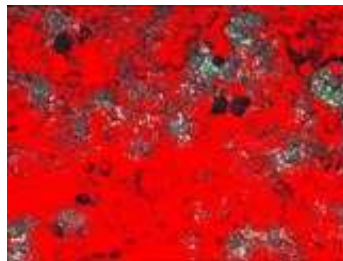


Abb. 21b

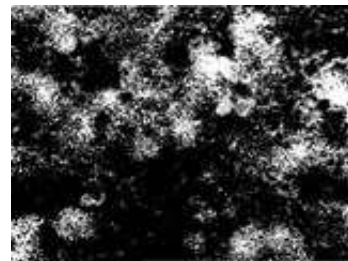


Abb. 21c

gestrahlt/geätzte Oberfläche, LM, 20fache Vergrößerung, der violette Bereich (a) wurde durch Photoshop in eine Rotfärbung umgewandelt (b) und nach Ausblendung des Hintergrundes in ein Schwarz-Weiß-Bild umgewandelt (c)

5. ERGEBNISSE

Im folgenden Kapitel werden zunächst die unbehandelten Oberflächen hinsichtlich der betrachteten Parameter dargestellt, um Referenzwerte für die sich anschließenden Ergebnisse der drei Versuchskomplexe zu erhalten.

5.1 Unbehandelte Titanoberflächen

Strukturpolierte Titanoberflächen

Die unbehandelten strukturpolierten Titanoberflächen zeigten fertigungsbedingt feine kreisförmige Riefungen der Oberfläche (Abb. 22a). Bereits in 50facher Vergrößerung waren unregelmäßig verlaufende Kratzspuren zu erkennen, die auf die lose Lagerung der Titanplättchen in einer Tüte zurückzuführen waren. Es waren punktuelle Erhebungen auf den strukturpolierten Plättchen entweder herstellungsbedingt oder durch das Auftragen der Besputterung zur REM-Untersuchung zu erkennen (Abb. 22a, Pfeil). An manchen Oberflächen waren auch kleine Lunken zu sehen, die durch den herstellungsbedingten Titanguss entstanden sein können.

Der durchschnittliche S_a -Wert der unbearbeiteten strukturpolierten Versuchsplättchen betrug $0,20\text{ }\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,02\text{ }\mu\text{m}$, der Sdr-Wert lag bei durchschnittlich $2,82\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $0,46\text{ }\%$.

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Bei den gestrahlt-geätzten Titanplättchen stellte sich eine raue Oberfläche dar. Das entsprechend unregelmäßig zerklüftete Relief mit Erhebungen und Senken ist auf Abb. 22d zu sehen. Auch hier stellten sich Artefakte durch Kratzer dar und Einebnungen der Erhebungen durch den Transport, die von den Bearbeitungsspuren durch die Instrumentenaufsätze bei den Auswertungen differenziert werden mussten.

In wenigen Fällen zeigten sich Risse in der Oberfläche, die auf die Abplatzung der Besputterung zurückzuführen waren (vgl. Abb. 25h, unterer rechter Bildrand). Der durchschnittliche S_a -Wert der unbearbeiteten gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen betrug $0,86\text{ }\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,21\text{ }\mu\text{m}$. Der Sdr-Wert lag bei $20,0\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $3,60\text{ }\%$.

5. ERGEBNISSE

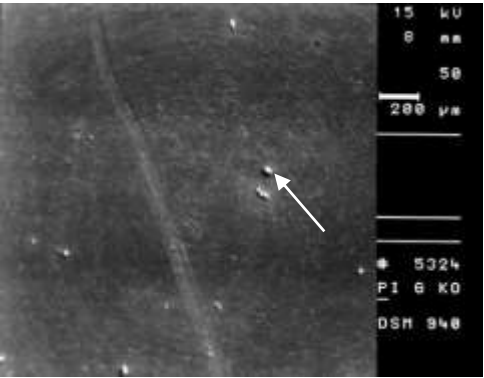
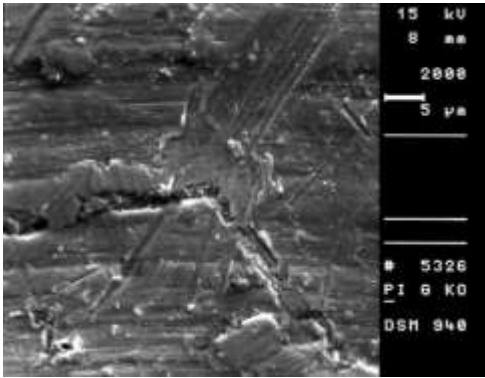
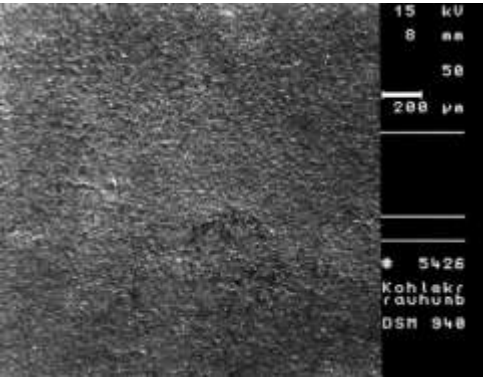
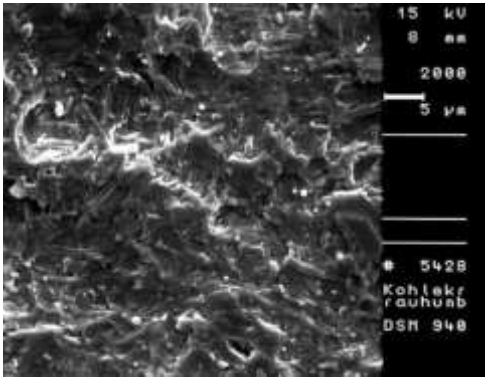
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
strukturpolierte Titanoberfläche	 Abb. 22a	 Abb. 22b
gestrahl-geätzte Titanoberfläche	 Abb. 22c	 Abb. 22d

Abb. 22a-c: unbearbeitete Titanoberflächen, REM-Aufnahmen

Laserprofilometrie: unbearbeitete Titanoberflächen

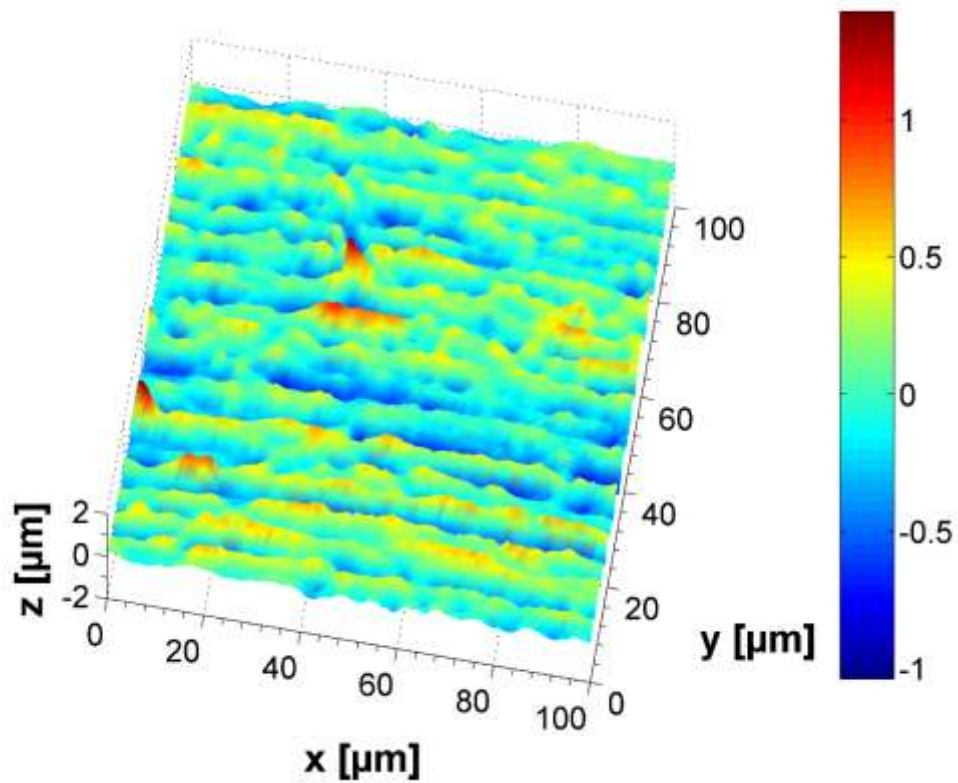


Abb. 23a: unbearbeitete strukturierte Titanoberfläche

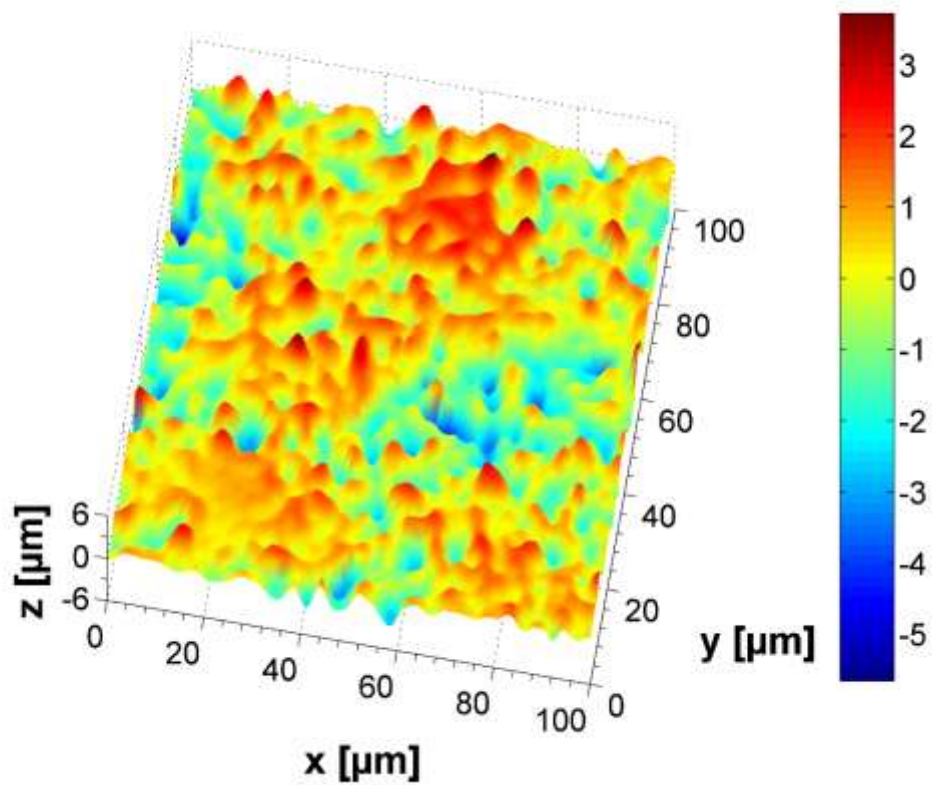


Abb. 23b: unbearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberfläche

5.2 Versuchskomplex I: „optimaler Anpressdruck“

5.2.1 Einzelergebnisse der Aufsätze

A. Aufsatz PI

Strukturpolierte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Die mehrfach durchgeführte linienförmige Ultraschallbearbeitung der strukturpolierten Titanplättchen in horizontaler Ausrichtung hinterließ bei Anpressdrücken von 0,3 N bis 1,0 N ausgeprägte Arbeitsspuren, die sich deutlich von der ursprünglichen Oberflächenstruktur unterschieden. Bei 2000facher Vergrößerung waren mehrere zur Arbeitsrichtung parallelverlaufende, scharf begrenzte Furchen zu erkennen (Abb. 24b), die jedoch bei stetigem Druckzuwachs sukzessive abnahmen (Abb. 24d). Bei einem Auflagedruck ab 1,5 N zeigten sich keine im LM und REM erkennbaren Veränderungen der Titanoberflächen, so dass ein Anpressdruck von bis zu **2,0 N** verwendet werden konnte.

Strukturpolierte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Das punktuelle Ansetzen des Instruments auf die strukturpolierten Titanplättchen erzeugte bis 2,0 N keine Arbeitsspuren auf der Oberfläche. Beispielhaft zu sehen an den Abb. 24e und 24f, welche die punktuelle Bearbeitung der Plättchen mit **2,0 N** zeigen.

5. ERGEBNISSE

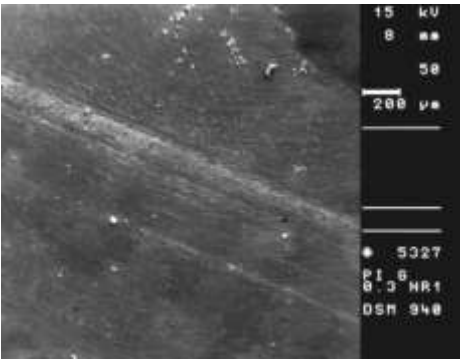
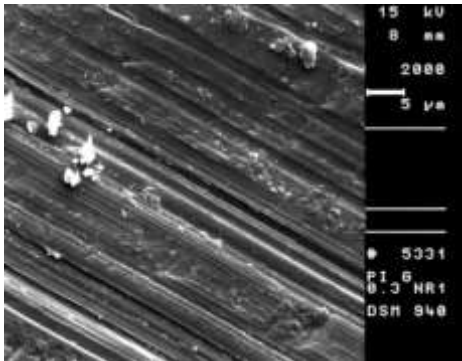
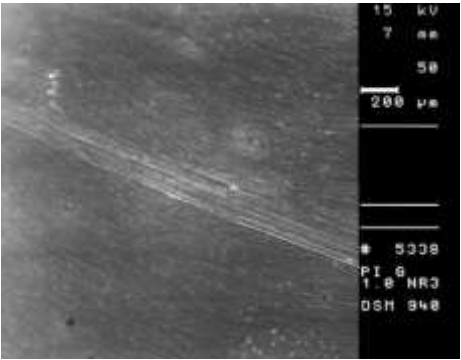
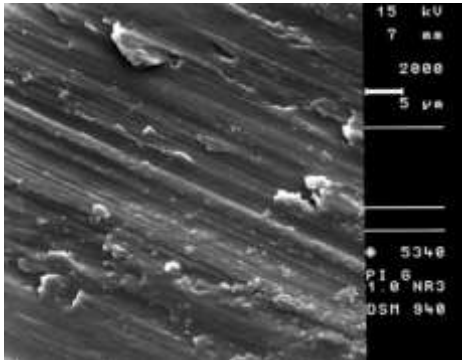
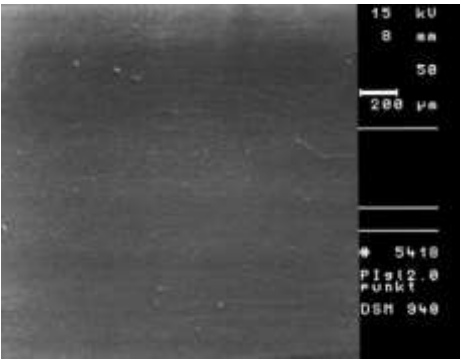
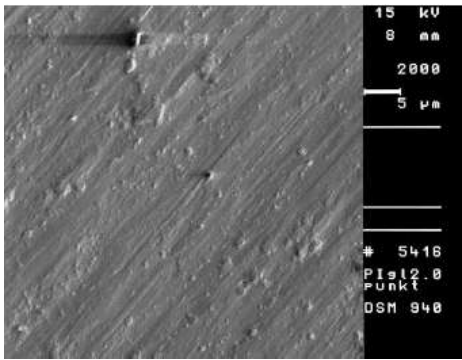
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 24a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 24b: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 24c: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 24d: 1,0 N Anpressdruck
punktueller Bearbeitung	 Abb. 24e: 2,0 N Anpressdruck	 Abb. 24f: 2,0 N Anpressdruck

Abb. 24a-f: bearbeitete strukturierte Titanoberflächen, Aufsatz PI (EMS), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Die lineare Bearbeitung der gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen zeigte in auflichtmikroskopischer und rasterelektronenmikroskopischer Auswertung ab 0,6 N Anpressdruck zunehmende Veränderungen der Oberflächenmorphologie. In 2000facher Vergrößerung war zu erkennen, dass die Erhebungen des Reliefs durch die Instrumentenspitze punktförmig abgetragen wurden und somit die gesamte Oberfläche geglättet wurde (Abb. 25b und 25d). Daher wurde ein optimaler Anpressdruck von **0,5 N** festgelegt.

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Deutlich sichtbar war die sukzessive Reduzierung des Höhen-Tiefen-Reliefs bei der punktuellen Instrumentierung der gestrahlt-geätzten Titanplättchen. Hier hinterließen alle angewendeten Anpressdrücke ab 0,6 N deutlich sichtbare Arbeitspuren. Bei 50facher Vergrößerung äußerte sich die Glättung in Form einer Verdunklung. Bei 2000facher Vergrößerung ist im Vergleich zum Ausgangsbild zu erkennen, dass mit steigender Erhöhung des Anpressdruckes eine deutliche Glättung der Oberflächenmorphologie erzeugt wurde (Abb. 25h). Es wurde ein optimaler Anpressdruck bis **0,5 N** festgelegt.

5. ERGEBNISSE

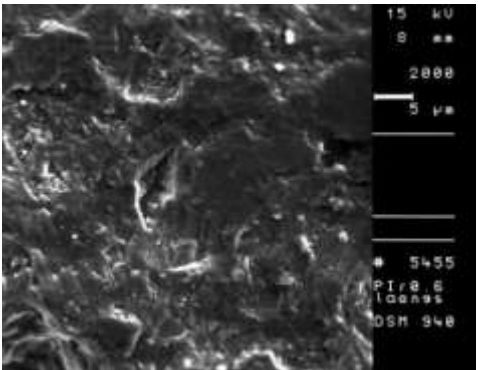
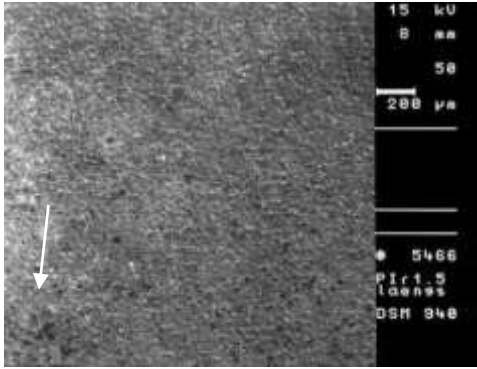
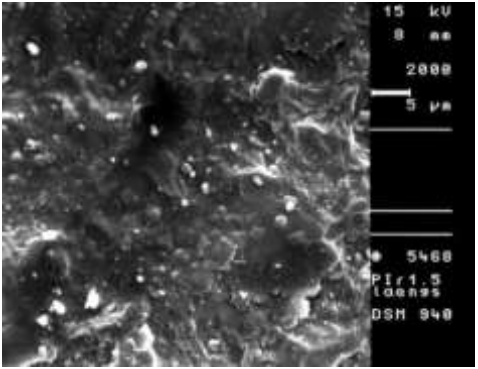
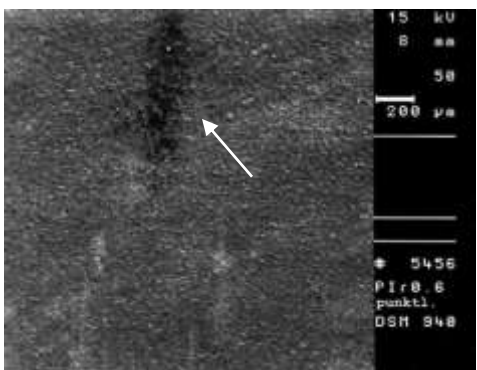
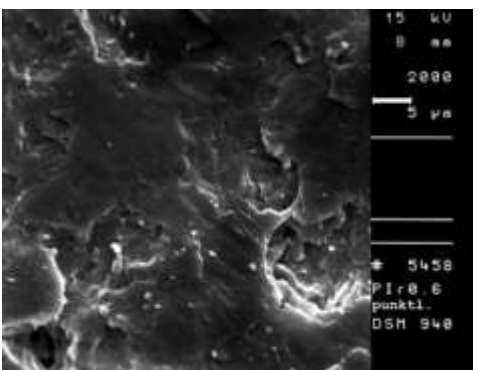
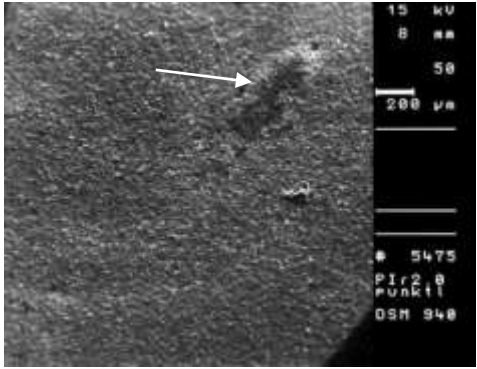
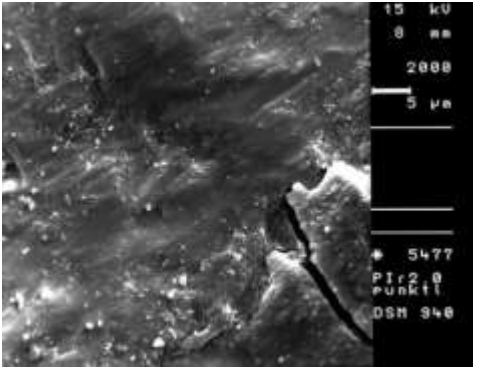
	50 fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 25a: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 25b: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 25c: 1,5 N Anpressdruck	 Abb. 25d: 1,5 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 25e: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 25f: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 25g: 2,0 N Anpressdruck	 Abb. 25h: 2,0 N Anpressdruck

Abb. 25a-h: bearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz PI (EMS), REM-Aufnahmen

Aufsatz PI

Der Aufsatz PI von der Firma EMS wies eine leicht konische Form mit abgerundetem vorderem Ende auf. Am Übergang vom Instrumentenkörper zur Instrumentenspitze stellte sich eine Pressfahne dar (Pfeile in Abb. 26a und Abb. 26c).

Das Material zeigt eine dichte, aber wabenartige Oberflächenstruktur.

An der Instrumentenspitze war nach der linearen und punktuellen Bearbeitung von zehn Titanplättchen auflichtmikroskopisch eine gleichmäßige und flächige Abnutzung über die gesamte Arbeitslänge zu erkennen, wie die Abb. 26b und 26d zeigen. Die dunkleren Bereiche der Abnutzungsfläche stellten Abriebe der Titanoberfläche dar.

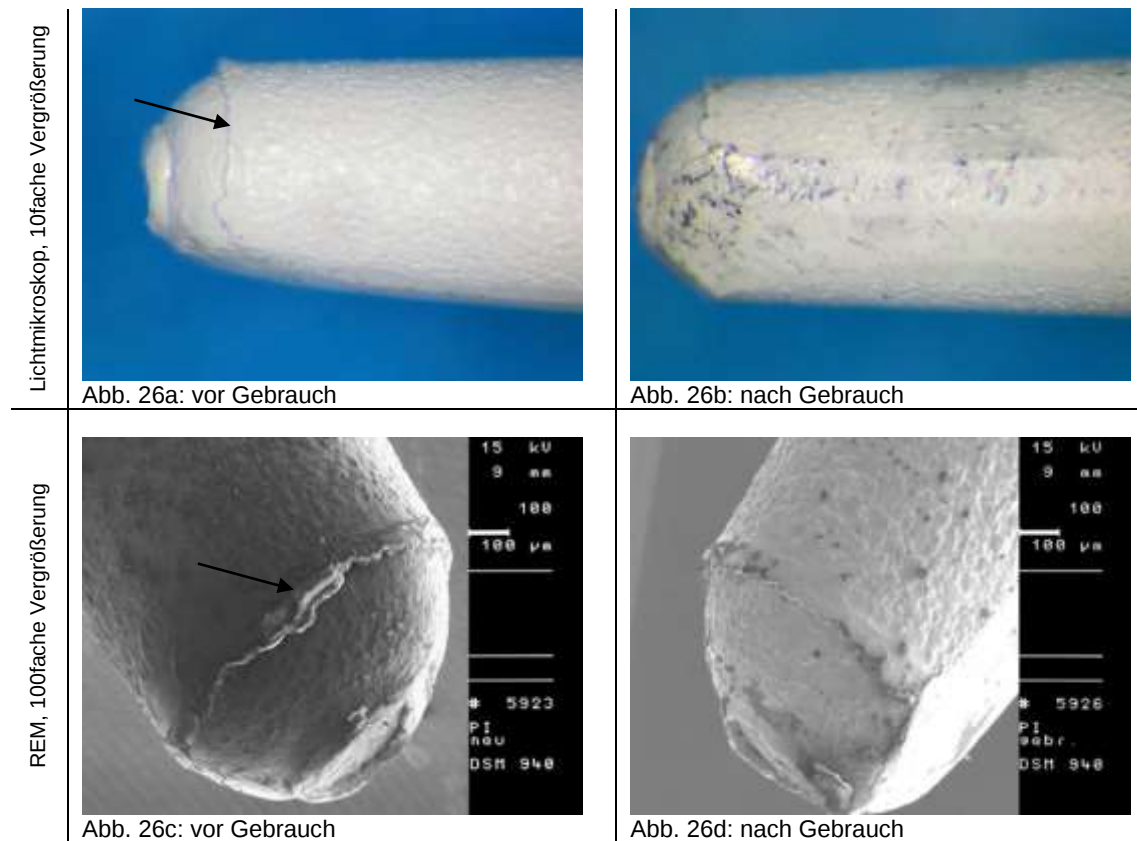


Abb. 26a-d: Aufsatz PI, EMS

B. Aufsatz implant

Strukturpolierte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Bei Anpressdrücken von 0,3 N bis 2,0 N waren rasterelektronenmikroskopisch keine Arbeitsspuren sichtbar. Bei einem Anpressdruck von 2,0 N war bei 50facher Vergrößerung auf Abb. 26c am unteren Bildrand lediglich ein Artefakt in Form eines helleren Bereichs erkennbar, bei 2000facher Vergrößerung zeigte sich aber, dass die Titanoberfläche vollständig erhalten war (Abb. 27d). Daher wurde ein optimaler Anpressdruck von bis zu **2,0 N** festgelegt.

Strukturpolierte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Die punktuelle Bearbeitung von strukturpolierten Titanplättchen hinterließ keine Bearbeitungsspuren, daher konnte für die weiteren Arbeitsschritte ein Anpressdruck von bis zu **2,0 N** verwendet werden. Immer wieder waren Artefakte in Form von getrockneten Wassertropfen zu erkennen (Abb. 27g) oder Kratzer, die entgegen der Arbeitsrichtung des Instrumentenaufsatzes verliefen (Abb. 27h) und somit nicht durch die Aufsätze verursacht werden konnten.

5. ERGEBNISSE

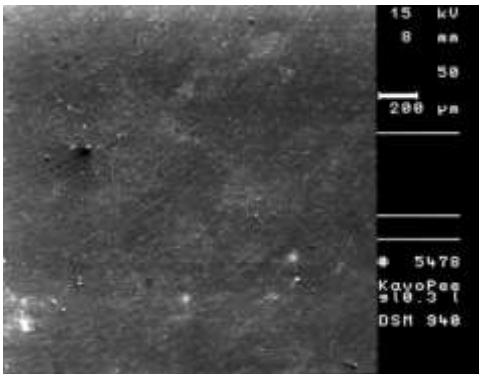
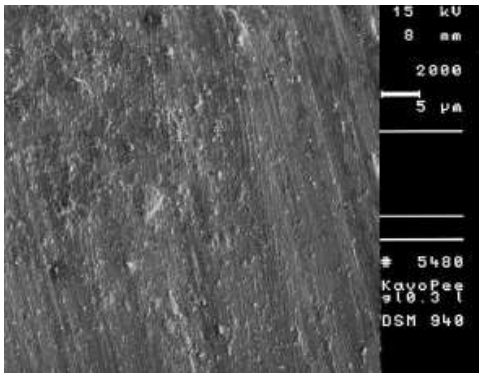
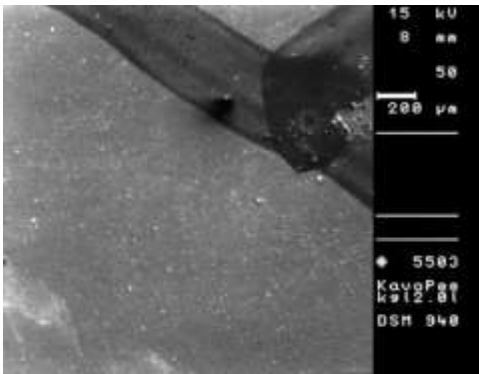
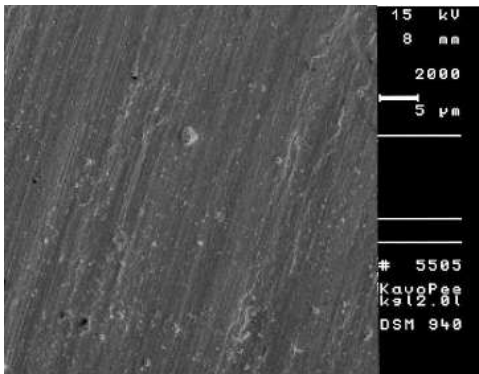
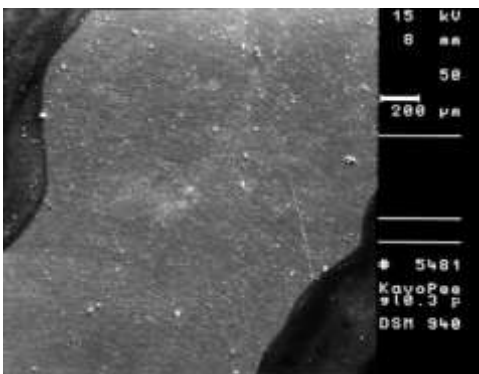
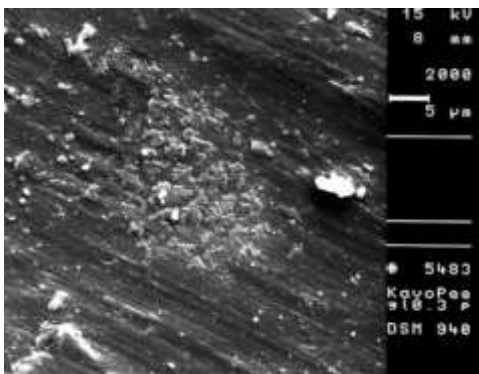
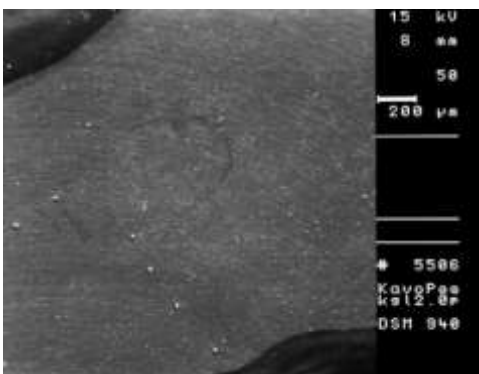
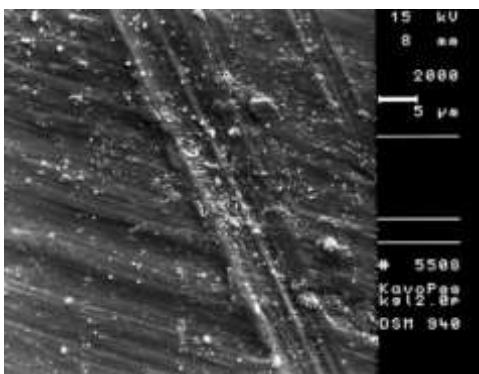
	50 fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 27a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 27b: 0,3 Anpressdruck
	 Abb. 27c: 2,0 N Anpressdruck	 Abb. 27d: 2,0 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 27e: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 27f: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 27g: 2,0N Anpressdruck	 Abb. 27h: 2,0N Anpressdruck

Abb. 27a-h: bearbeitete strukturpolierte Titanoberflächen, Aufsatz implant (KaVo), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Die lineare Instrumentierung der gestrahlt-geätzten Titanoberfläche führte bei steigendem Auflagedruck zu einem Abtrag des Oberflächenreliefs. Bei erhöhtem Anpressdruck ab 1,5 N war eine deutlich eingeebnete Titanoberfläche an Kontaktstellen mit der Instrumentenspitze zu erkennen (Abb. 28d). Bereits bei 0,6 N zeigten sich lokalisiert erste Bearbeitungsspuren, die sich bei 2000facher Vergrößerung als Einebnung des Oberflächenreliefs herausstellten (Abb. 28f). Lediglich bei geringem Anpressdruck bis **0,5 N** waren keine oberflächigen Veränderungen zu erkennen.

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Eine punktuelle Bearbeitung von gestrahlt-geätzten Oberflächen führte bei geringem Druck zu mäßigen punktuellen Arbeitsspuren. Bei erhöhtem Anpressdruck von 1,5 N bis 2,0 N war bei 2000facher Vergrößerung eine deutliche Abtragung der Erhebungen des Ätzmusters in Abb. 28h zu erkennen. Daher sollte die punktuelle Bearbeitung mit einem maximalen Anpressdruck von **0,5 N** durchgeführt werden.

5. ERGEBNISSE

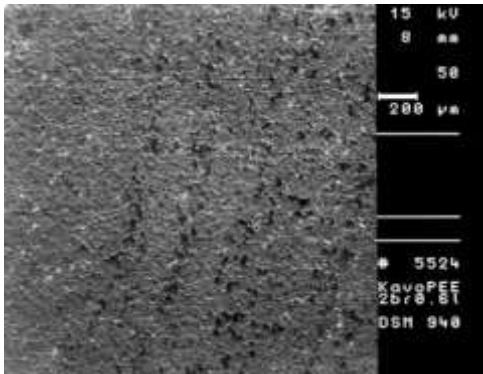
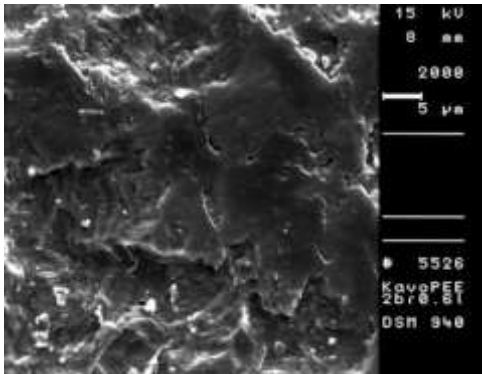
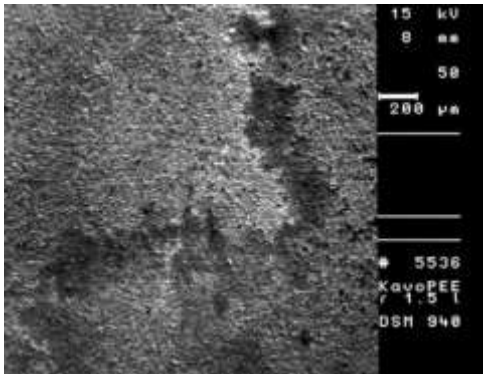
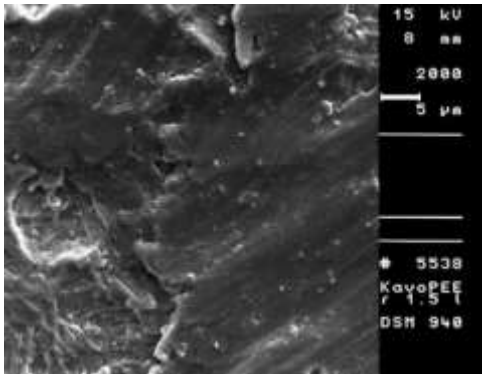
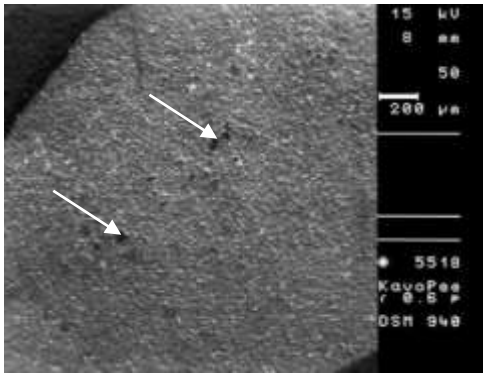
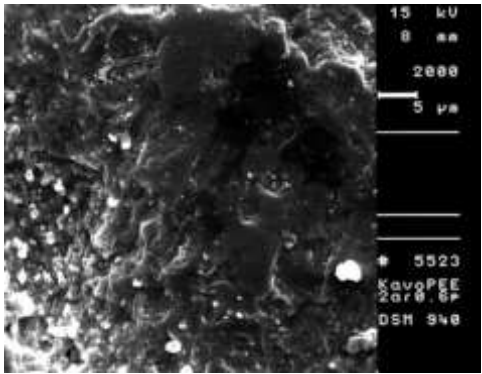
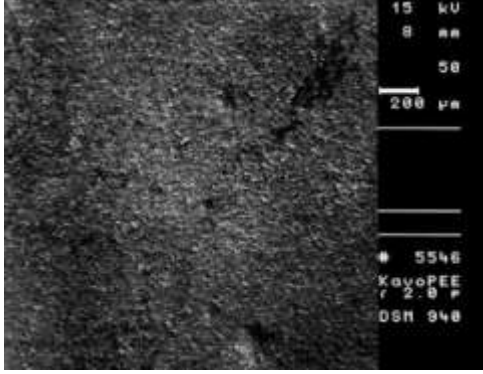
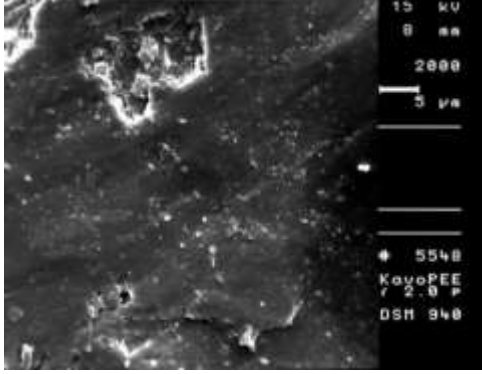
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 28a: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 28b: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 28c: 1,5 N Anpressdruck	 Abb. 28d: 1,5 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 28e: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 28f: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 28g: 2,0 N Anpressdruck	 Abb. 28h: 2,0 N Anpressdruck

Abb. 28a-h: bearbeitete gestrahlt-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz implant (KaVo), REM-Aufnahmen

Aufsatz implant

Nach der Instrumentierung von zehn Titanplättchen war eine starke Abnutzung des Aufsatzes zu erkennen. Der vormals abgerundete Instrumentenaufsatz war an der Spitze erkennbar abgetragen, an den Rändern zerklüftet und zeigte bei 500facher Vergrößerung Beschädigungen, die an Hitzeschäden in Form von geschmolzenem Kunststoff erinnerten (Abb. 29d). Der implant-Aufsatz von KaVo wies augenscheinlich die höchste Abnutzung von allen getesteten Aufsätzen auf. Vor Gebrauch war eine seitliche Pressfahne zu erkennen (Pfeile in Abb. 29a und 29c).

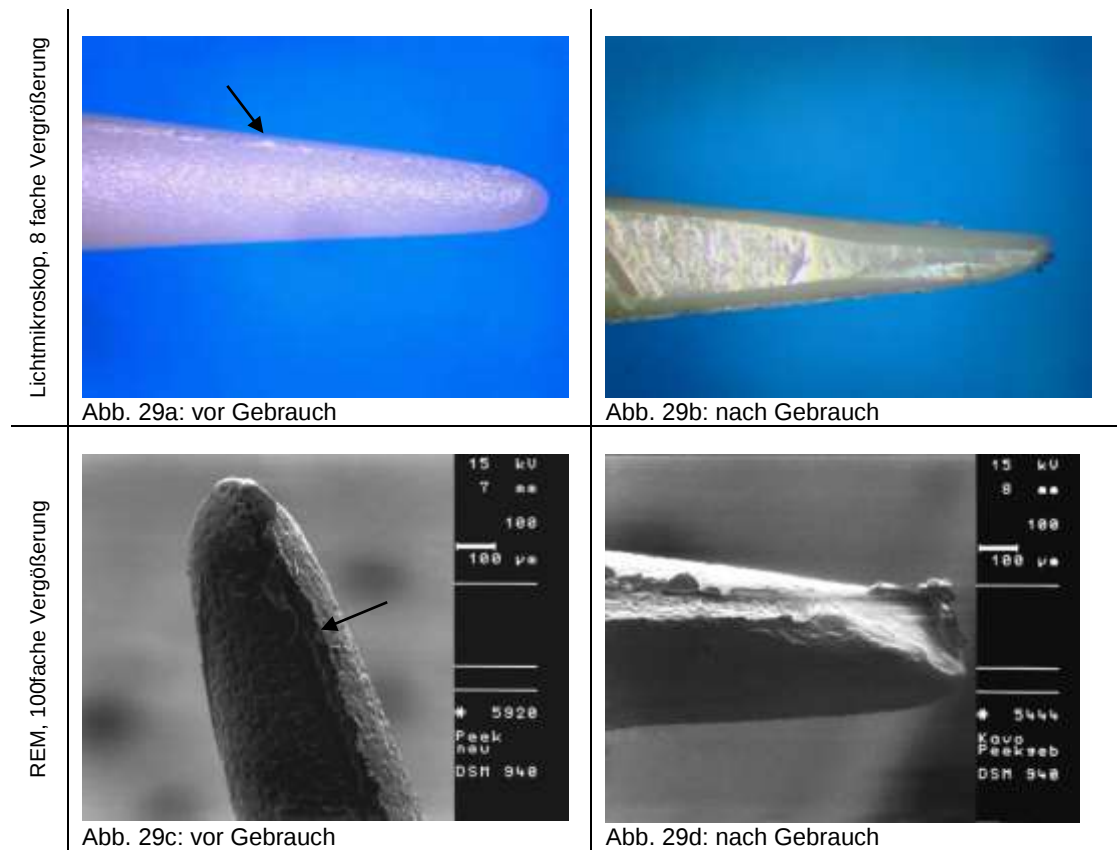


Abb. 29a-d: Aufsatz implant, KaVo

C. Aufsatz Keramik

Strukturpolierte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung des Aufsatzes Keramik für den Vector 2 zeigte bei einem Anpressdruck von 0,4 N eine einzige punktuelle Veränderungen der strukturpolierten Titanoberfläche, bei der nicht zwischen einer Beschädigung von der Instrumentierung oder Plättchenlagerung differenziert werden konnte. Ab einem Anpressdruck von 0,6 N zeigten sich durchgehende lineare Bearbeitungsspuren in Zugrichtung des Aufsatzes. Diese Beschädigungen waren bereits mit dem Auge sichtbar. Es zeigten sich die deutlichsten und in ihrer Anzahl häufigsten Bearbeitungsspuren, sowohl lichtmikroskopisch als auch rasterelektronenmikroskopisch (vgl. Abb. 30a-f). Es wurde ein optimaler Anpressdruck von **0,4 N** festgelegt.

Strukturpolierte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Die punktuelle Bearbeitung der strukturpolierten Versuchsplättchen erzeugte bereits ab einem Anpressdruck von 0,3 N eine Glättung der herstellungsbedingten Oberflächenstruktur. Daher lag der ermittelte optimale Anpressdruck für eine punktuelle Bearbeitung bei **unter 0,3 N**. Die Beschädigung erfolgte in zwei Bereichen der Titanoberfläche, im Bereich der Auflage der Instrumentenspitze und des Instrumentes am Plättchenrand (vgl. Abb. 30e). Der Aufsatz Keramik war der einzige Aufsatz der lichtmikroskopisch erkennbare Spuren hinterließ.

5. ERGEBNISSE

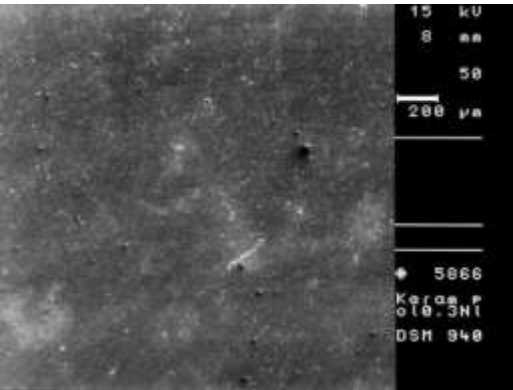
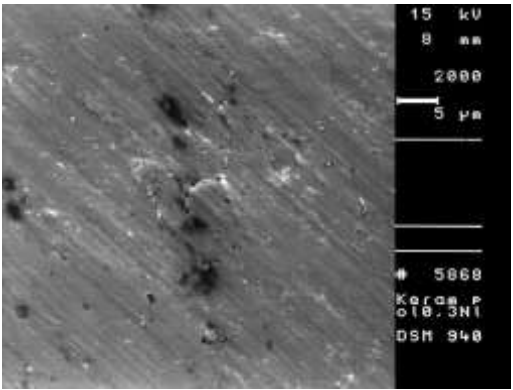
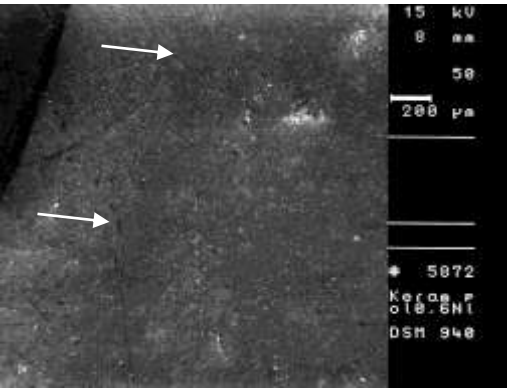
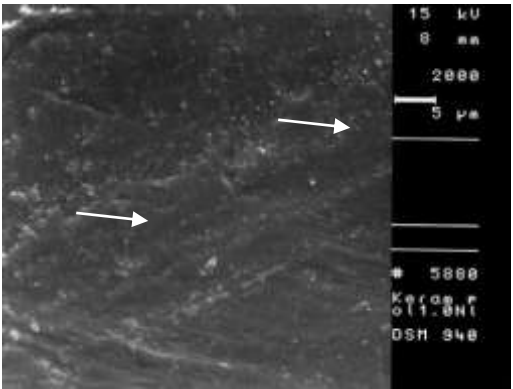
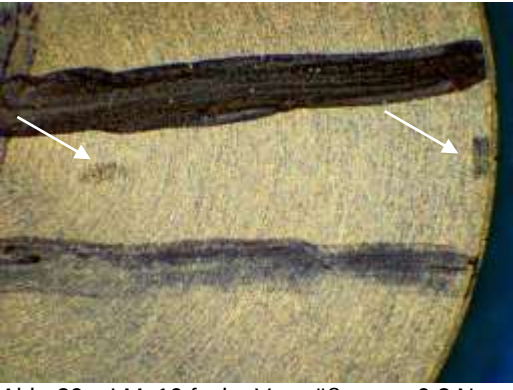
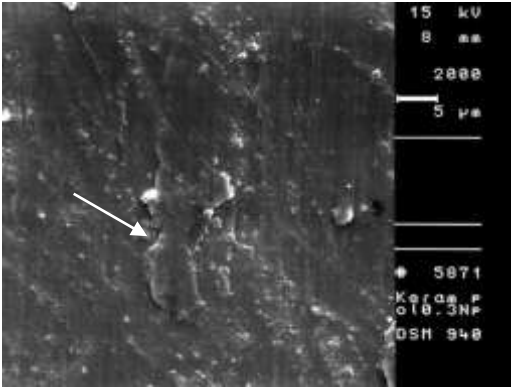
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 30a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 30b: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 30c: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 30d: 1,0 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 30e: LM, 10 fache Vergrößerung, 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 30f: 0,3 N Anpressdruck

Abb. 30a-f: bearbeitete strukturpolierte Titanoberflächen, Aufsatz Keramik (Vector 2), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Bei den gestrahlt-geätzten Plättchen waren bei allen Anpressdrücken des Aufsatzes Keramik des Vector 2 Gebrauchsspuren zu erkennen. Dennoch ließen sich nennenswerte Unterschiede zwischen den Anpressdrücken ausmachen. Die Abb. 31b zeigt die Arbeitsspuren der linearen Bewegung bei 2000facher Vergrößerung und 0,3 N Anpressdruck. In Abb. 31d, die die lineare Bearbeitung mit 0,6 N in 2000facher Vergrößerung zeigt, ist eine größere Zahl von Glättungen respektive Bearbeitungsspuren zu erkennen. Es wurde ein optimaler Anpressdruck **unter 0,3 N** festgelegt.

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Eine punktuelle Bearbeitung der gestrahlt-geätzten Oberflächen führte bereits bei geringem Anpressdruck von **0,3 N** zu sichtbaren Arbeitsspuren. In den Übersichtsaufnahmen Abb. 30e und 30g ist bei 50facher Vergrößerung ein Unterschied in der Größe des Bearbeitungsbereichs zu sehen, der auf die Anpressdrücke von 0,4 N und 1,0 N zurückzuführen war. Der zunehmende Druck sorgte für eine zunächst punktuelle, später flächigere Abnutzung. Bei 2000facher Vergrößerung war die zunehmende Höhenreduzierung und Flächenausdehnung der Glättung bei steigendem Druck sichtbar (Abb. 31f und 31h).

5. ERGEBNISSE

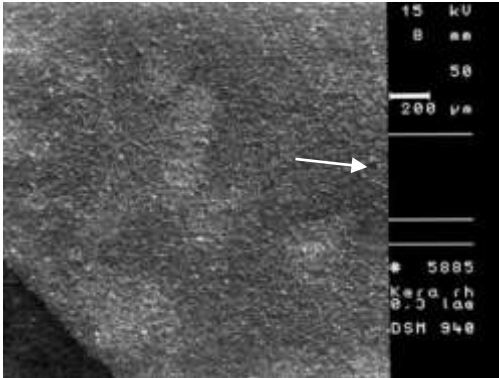
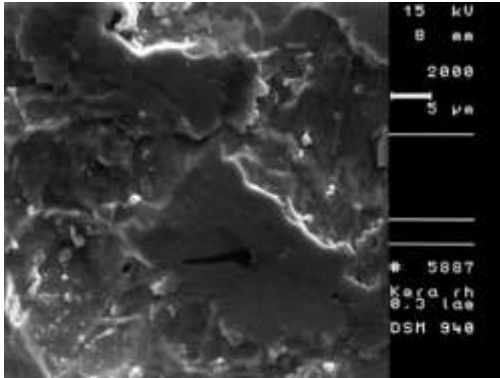
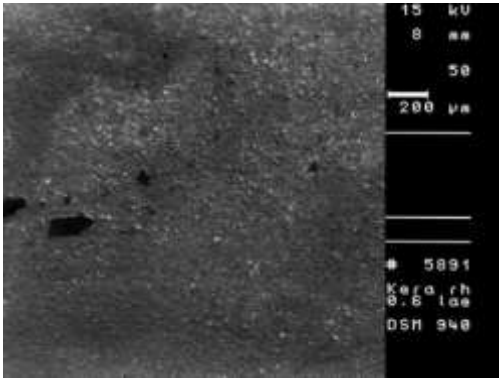
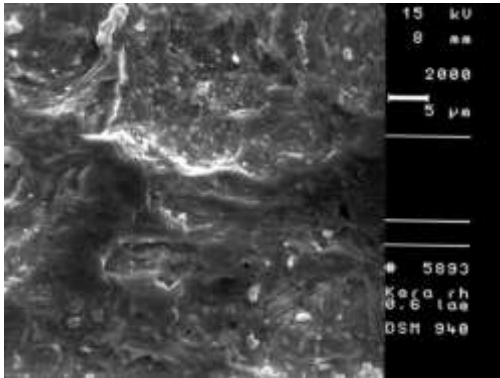
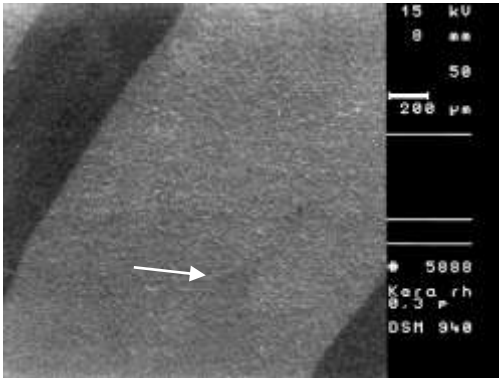
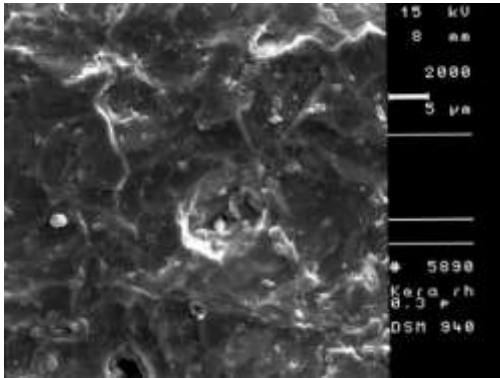
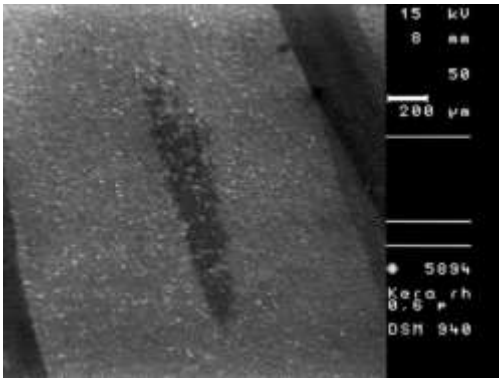
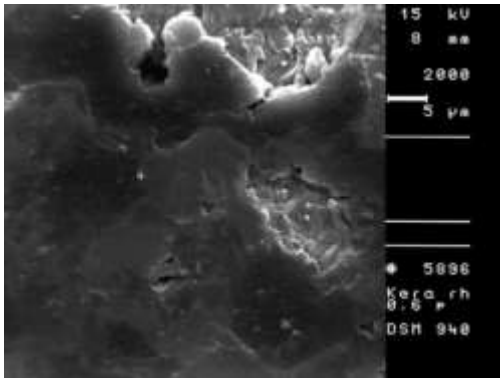
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 31a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 31b: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 31c: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 31d: 0,6 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 31e: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 31f: 0,4 N Anpressdruck
	 Abb. 31g: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 31h: 0,6 N Anpressdruck

Abb. 31a-h: bearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz Keramik (Vector 2), REM-Aufnahmen

Aufsatz Keramik

Der Aufsatz Keramik des Vector 2 der Firma Dürr Dental zeichnete sich durch seine konkave Form und seine vergleichsweise glatte und glänzende Oberfläche aus, dies wird aus Abb. 32a ersichtlich. Nach der Testreihe zeigten sich bläuliche, rötliche und dunkle Farbveränderungen der ansonsten weißen Oberfläche. Die in Abb. 32c rasterelektronenmikroskopisch noch gut sichtbaren gewellten Einkerbungen des Aufsatzes, waren nach der Bearbeitung an der Auflagefläche abgenutzt und die Struktur geglättet (Abb. 32d). Die Abnutzungen waren aufgrund der konkaven Formgebung und der damit verbundenen punktuellen Auflagefläche im vorderen und mittleren Instrumentenbereich am deutlichsten ausgeprägt, wobei insgesamt von einer geringen Abnutzungsfläche gesprochen werden kann.

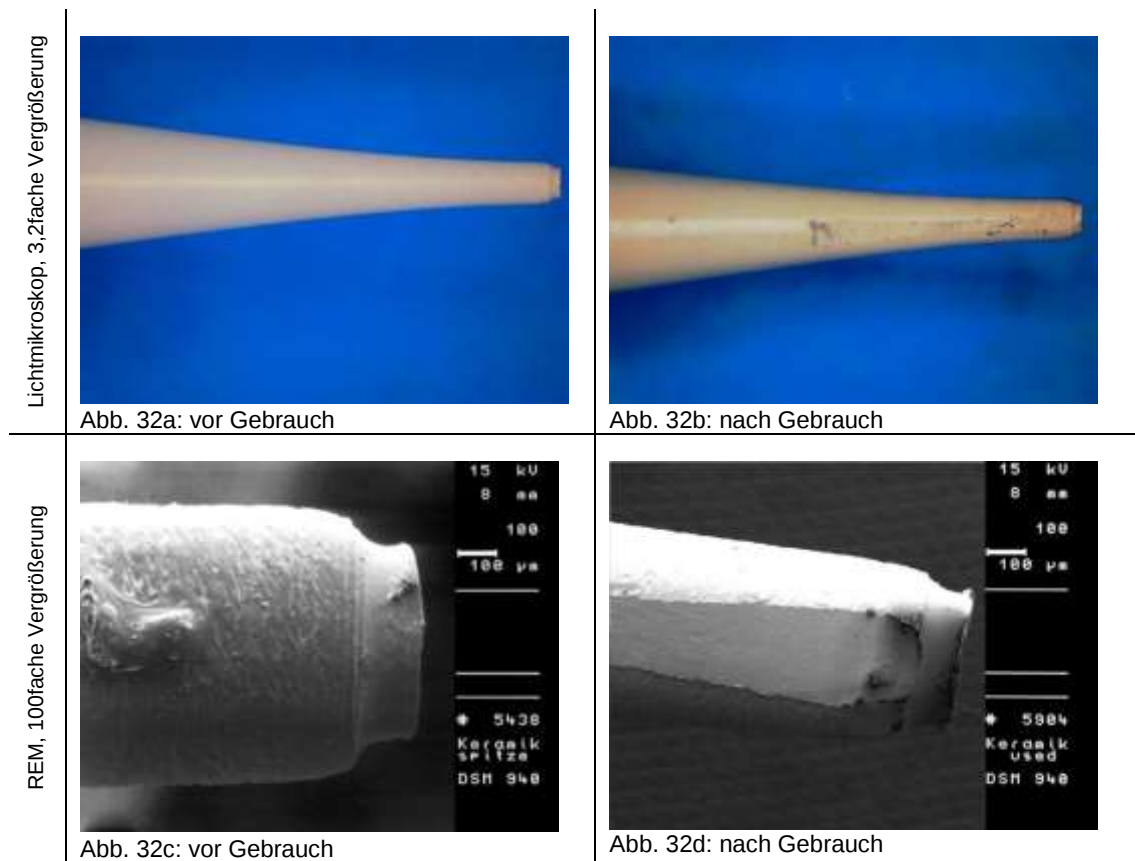


Abb. 32a-d: Aufsatz Keramik (Vector 2)

D. Aufsatz Kohlefaser kurz

Strukturpolierte Titanoberflächen – lineare Bearbeitung

Die lineare Bearbeitung der strukturpolierten Titanoberfläche mit dem Aufsatz Kohlefaser kurz unter Anpressdrücken zwischen 0,3 N und 1,0 N erzeugten keine rasterelektronenmikroskopisch sichtbaren Veränderungen. Beispielhaft zu sehen an den Abb. 33a-b. Der ermittelte optimale Anpressdruck lag daher bei bis zu **1,0 N**.

Strukturpolierte Titanoberflächen – punktuelle Bearbeitung

Bei der punktuellen Bearbeitung der Versuchsplättchen mittels des Aufsatzes Kohlefaser kurz wurden bis zu einem Anpressdruck von **1,0 N** keine rasterelektronenmikroskopischen Beschädigungen der Titanoberfläche gefunden (Abb. 33c-d).

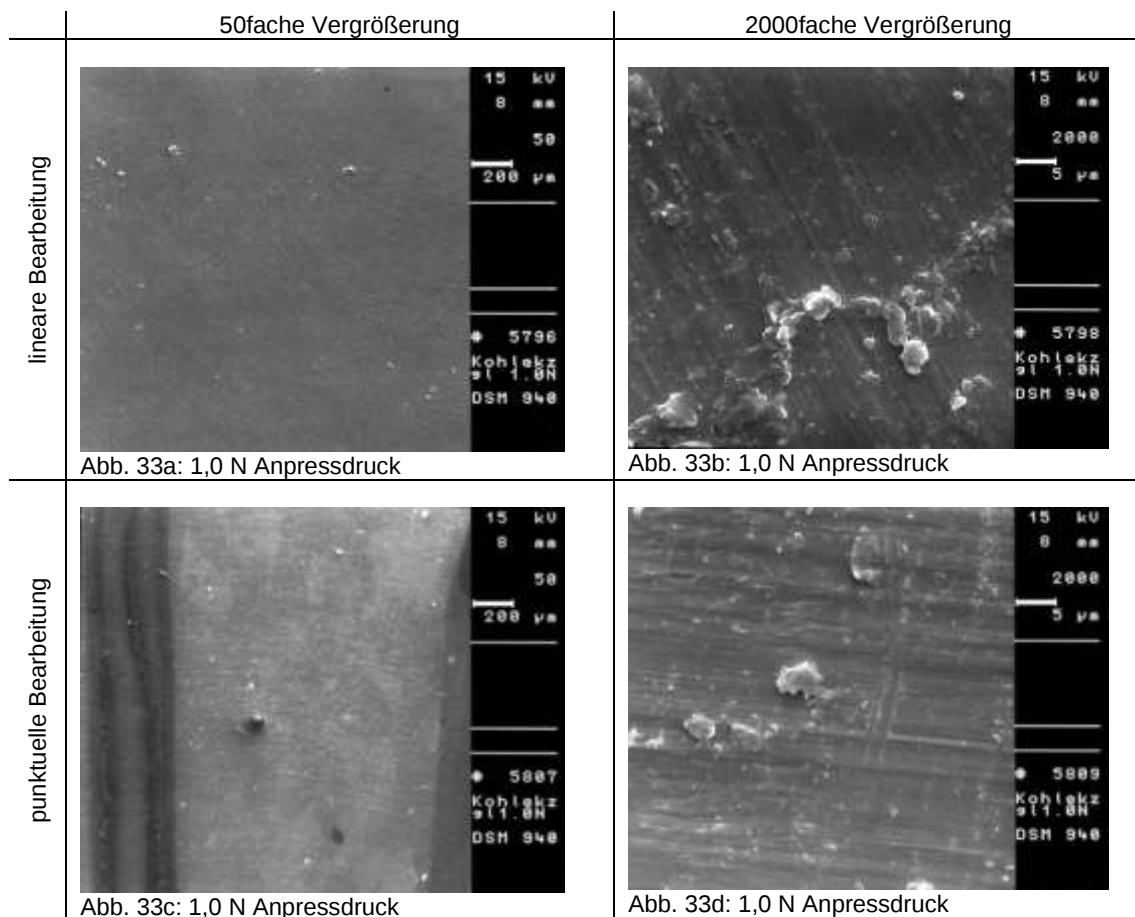


Abb. 33a-c: bearbeitete strukturpolierte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Die Betrachtung der gestrahlt-geätzten Titanoberflächen zeigte bei linearer Bearbeitung bereits bei mittleren Anpressdrücken von 0,6 N Oberflächenveränderungen. In 50facher Vergrößerung waren vereinzelte punktuelle Verdunkelungen der Oberfläche zu erkennen (Abb. 34a und 34c). Die Aufnahmen der 2000fachen Vergrößerung in Abb. 34b und Abb. 34d zeigen, dass mit zunehmender Erhöhung des Anpressdruckes eine deutliche Glättung der Oberflächenmorphologie einherging. Der ermittelte optimale Anpressdruck lag bei **0,5 N**.

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Bei der punktuellen Bearbeitung ergab sich ebenfalls eine Glättung des Oberflächenreliefs. In den Abb. 34e und Abb. 34g ist diese Veränderung in der 50fachen Vergrößerung ab einem Anpressdruck von 0,4 N durch dunkle Areale im Bearbeitungsbereich zu erkennen. Bei 2000facher Vergrößerung war eine Einebnung des Ätzmusters erkennbar (Abb. 34f und Abb. 34h). Es wurde ein optimaler Anpressdruck von **unter 0,4 N** festgelegt

5. ERGEBNISSE

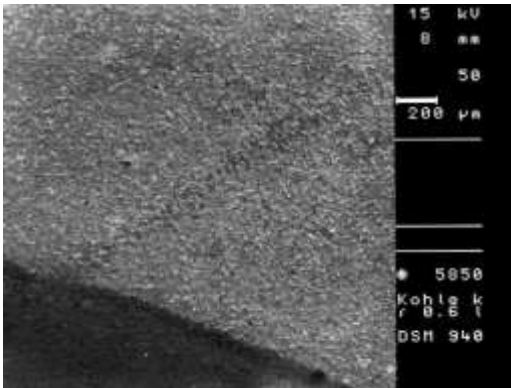
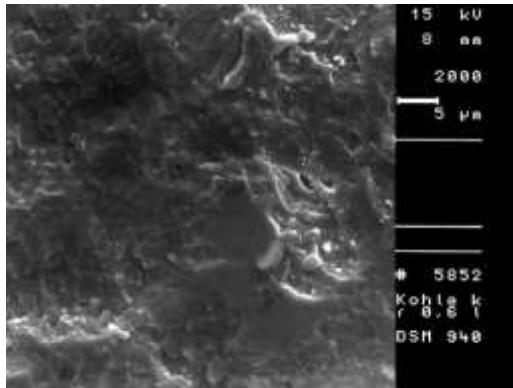
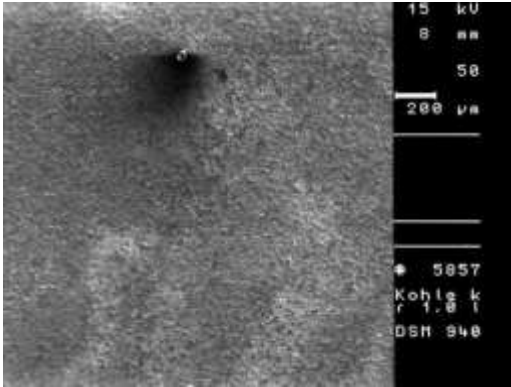
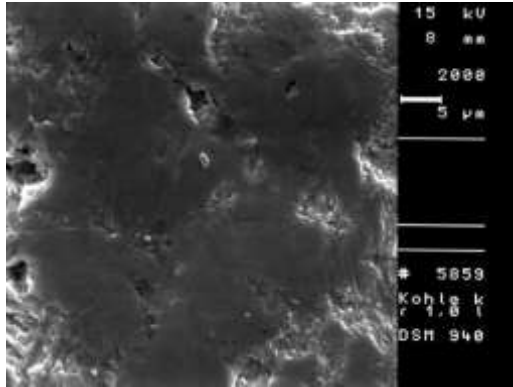
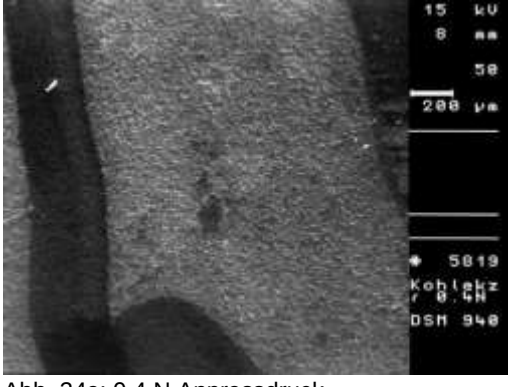
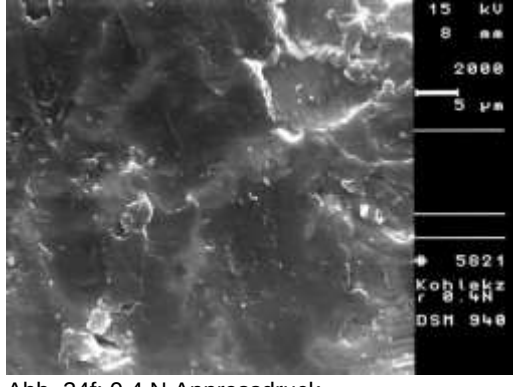
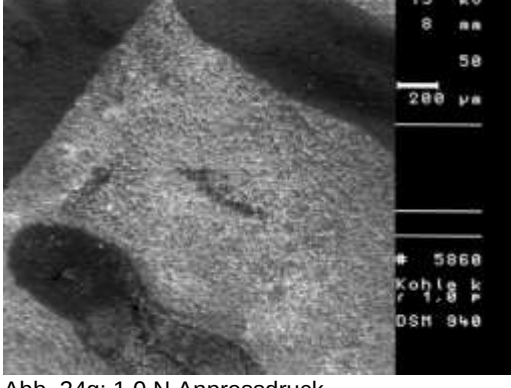
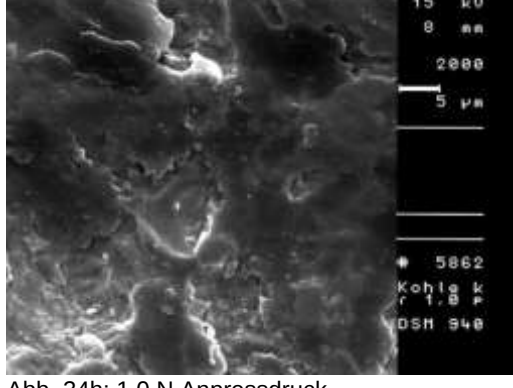
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 34a: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 34b: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 34c: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 34d: 1,0 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 34e: 0,4 N Anpressdruck	 Abb. 34f: 0,4 N Anpressdruck
	 Abb. 34g: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 34h: 1,0 N Anpressdruck

Abb. 34a-h: bearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2), REM-Aufnahmen

5. ERGEBNISSE

Aufsatz Kohlefaser kurz

Der Aufsatz Kohlefaser kurz zeigte rasterelektronenmikroskopisch eine dichte, aber leicht geriffelte Struktur und eine glatte Oberfläche (vgl. Abb. 35c). Das Arbeitsende war leicht abgerundet. In Abb. 35b ist zu sehen, dass aufgrund der konkaven Formgebung der genutzte Aufsatz im vorderen und mittleren Bereich größere Abnutzungen aufwies. Auffällig war, dass die Spitzenform variierte: von platt bis leicht gerundet (vgl. Abb. 35c-d).

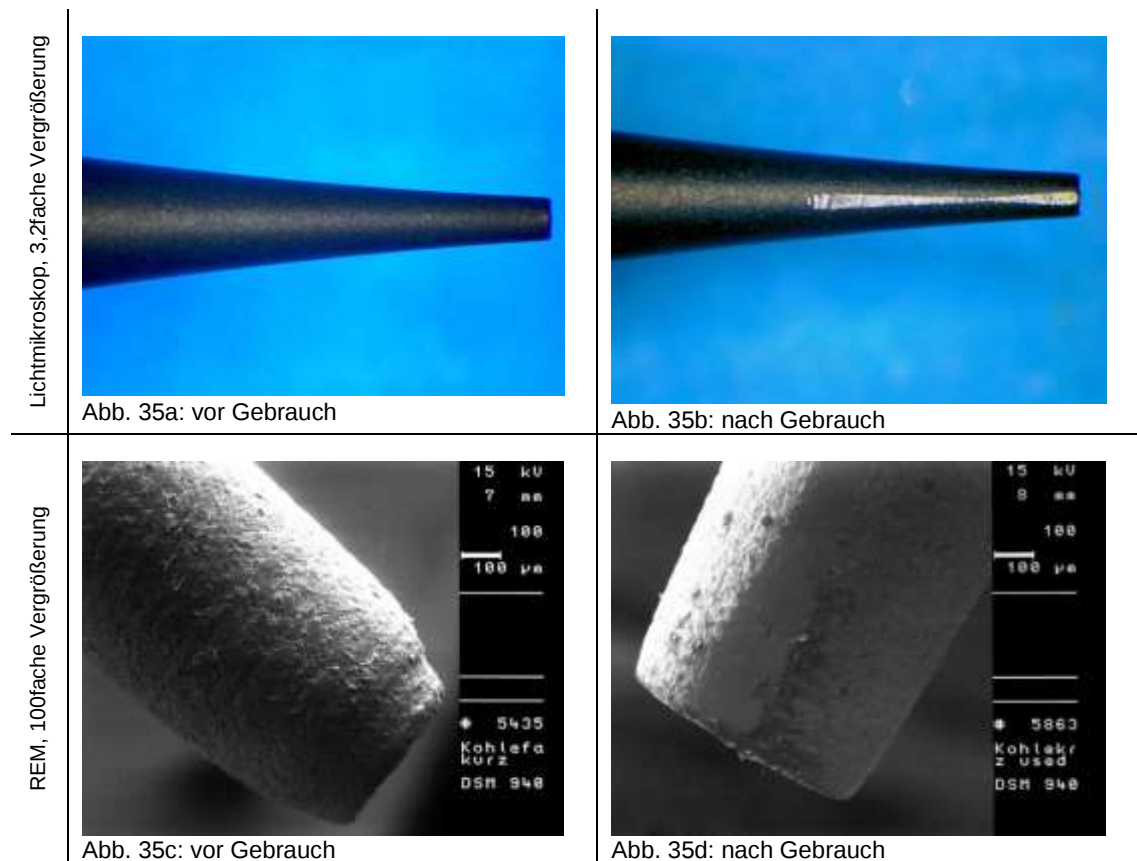


Abb. 35a-d: Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2)

E. Aufsatz Kohlefaser lang

Strukturpolierte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Auf den strukturpolierten Titanoberflächen waren bei keinem der fünf getesteten Anpressdrücken bei linearer Instrumentenführung Gebrauchsspuren zu erkennen. Die strukturpolierte Oberfläche war vollständig erhalten, dies zeigen die Abb. 36a-b. Der optimale Anpressdruck lag bei bis zu **1,0 N**.

Strukturpolierte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Die punktuelle Bearbeitung erzeugte ebenfalls keine rasterelektronenmikroskopisch erkennbaren Oberflächenveränderungen, daher wurde ein optimaler Anpressdruck von bis zu **1,0 N** festgelegt (Abb. 36c-d).

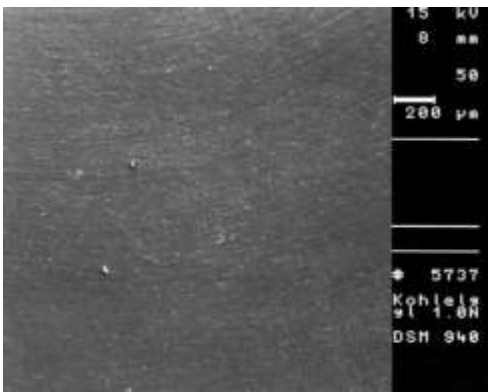
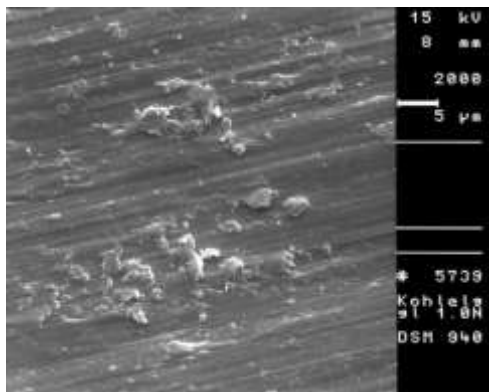
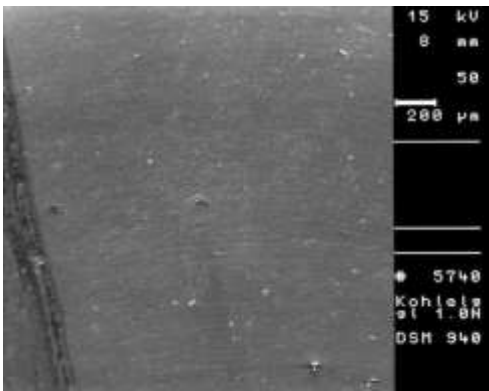
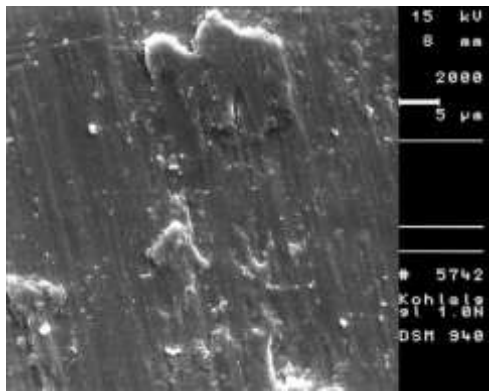
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
Lineare Bearbeitung	 Abb. 36a: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 36b 1,0 N Anpressdruck
Punktuelle Bearbeitung	 Abb. 36c 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 36d 1,0 N Anpressdruck

Abb. 36a-d: bearbeitete strukturpolierte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser lang (Vector 2), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Bei den Aufnahmen der gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen zeigten sich ab einem Anpressdruck von 0,6 N nach der linearen Bearbeitung nachlassend mäßige Oberflächenveränderungen in Form einer zunehmenden Glättung der Oberflächenstruktur (Abb. 37a-d). Daraus ergab sich ein optimaler Anpressdruck von bis zu **0,5 N**.

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Die REM-Auswertung der punktuell bearbeiteten Titanoberflächen machte eine zunehmend stärkere und in der Fläche größer werdende Oberflächenglättung im Bereich der Instrumentenauflagefläche ab **0,6 N** Anpressdruck sichtbar (Abb. 37e-h).

5. ERGEBNISSE

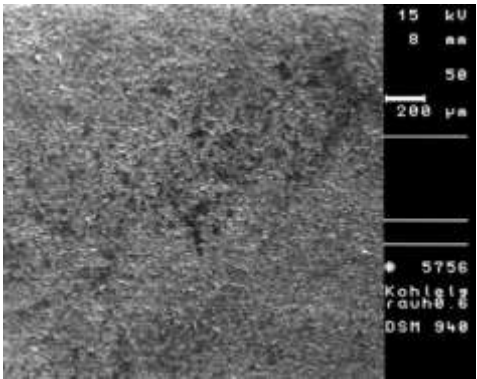
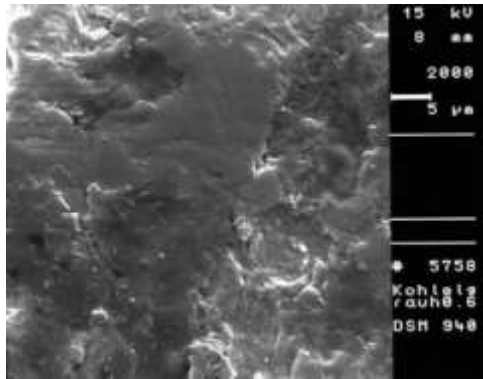
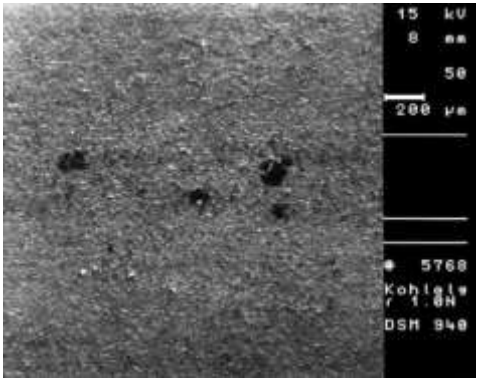
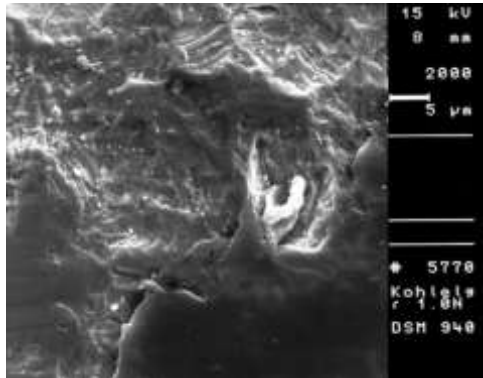
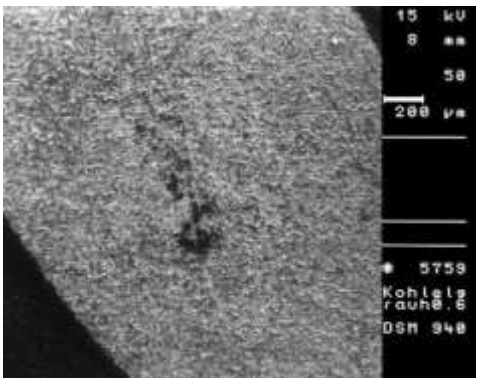
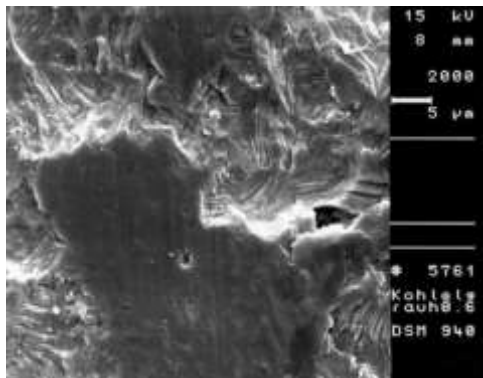
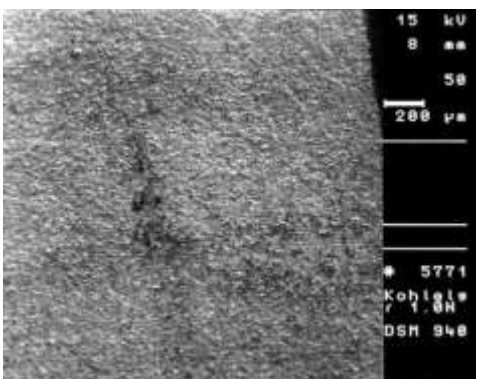
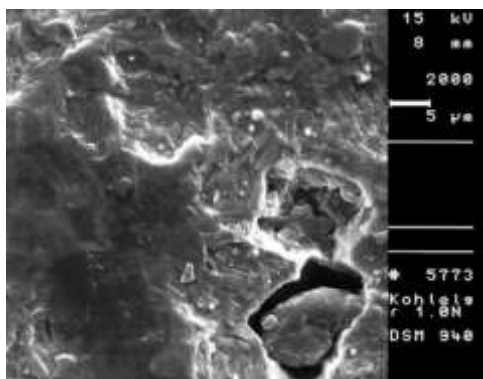
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 37a: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 37b: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 37c: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 37d: 1,0 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 37e: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 37f: 0,6 N Anpressdruck
	 Abb. 37g: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 37h: 1,0 N Anpressdruck

Abb. 37a-h: bearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser lang (Vector 2), REM-Aufnahmen

5. ERGEBNISSE

Aufsatz Kohlefaser lang

Der Aufsatz Kohlefaser lang war der größte der im Versuch verwendeten Aufsätze. Die Aufnahmen des zylinderförmigen Aufsatzes mit abgerundeter Spitze in Abb. 38a-b zeigen ein schwarz-weiß durchzogenes Farbmuster. Rasterelektronenmikroskopisch war eine poröse Struktur erkennbar. Nach Gebrauch des Aufsatzes an zehn Versuchsplättchen war lediglich eine kleinflächige Abnutzung im vorderen Drittel zu erkennen (Abb. 38b und 38d, Pfeile).

Lichtmikroskop, 3,2fache Vergrößerung



Abb.: 38a vor Gebrauch

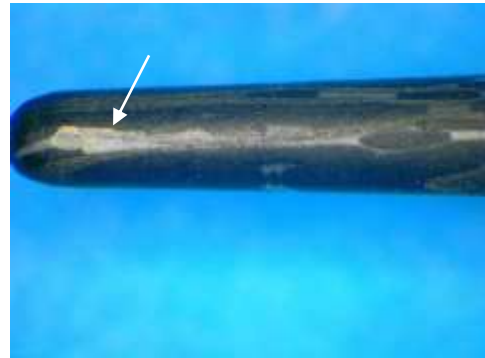


Abb. 38b: nach Gebrauch

REM, 100fache Vergrößerung

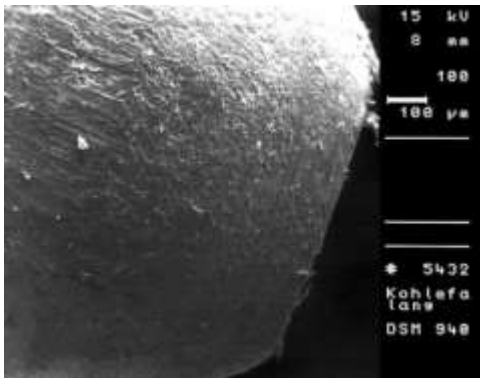


Abb. 38c: vor Gebrauch

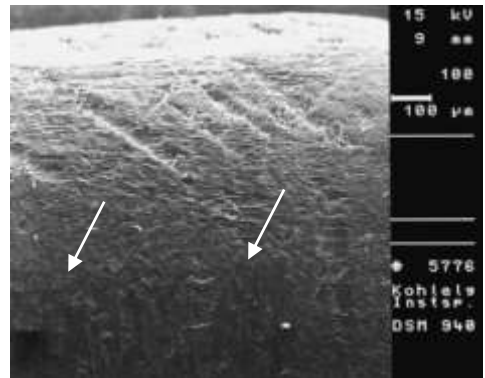


Abb. 38d: nach Gebrauch

Abb. 37a-d: Aufsatz Kohlefaser lang (Vector 2)

F. Aufsatz Natur

Strukturpolierte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Der Aufsatz Natur erzeugte bei allen fünf voreingestellten Anpressdrücken punktuelle Oberflächenveränderungen bei der linearen Bearbeitung der strukturpolierten Titanplättchen. Bei 50facher Vergrößerung sind in Abb. 39a und 39c diese Arbeitsspuren in Form der dunklen Punkte zu erkennen, die in Zugrichtung des Aufsatzes entstanden und Begradigungen der Oberflächenrillen darstellen. Auffällig war, dass die Bearbeitungsspuren mit steigendem Anpressdruck abnahmen. Die 2000fache Vergrößerung, ersichtlich in Abb. 9h (Pfeil), lässt darüber hinaus vereinzelt muldenförmige Vertiefungen erkennen, bei denen aufgrund der intakten strukturpolierten Morphologie davon ausgegangen werden musste, dass sie nicht durch die Bearbeitung hervorgerufen wurden, sondern produktionsbedingt entstanden waren. Insgesamt wurde ein mittlerer Anpressdruck von **0,6 N** als optimal erachtet.

Strukturpolierte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Eine punktuelle Instrumentierung der strukturpolierten Versuchsplättchen hinterließ hingegen lediglich bei Anpressdrücken von 0,4 N und 1,0 N leichte und nur punktuelle Arbeitsspuren in Form muldenförmiger Vertiefungen von ca. 5 µm Durchmesser (vgl. Abb. 39f und 39h, Pfeil). Bei den übrigen Anpressdrücken konnten keine Oberflächenveränderungen festgestellt werden. Aufgrund der geringen Anzahl der dokumentierten Veränderungen und ihrer im Verhältnis zur Instrumentenspitze geringen Größe, konnte nicht gänzlich ausgeschlossen werden, dass sie nicht das Ergebnis der punktuellen Bearbeitung waren, sondern ihre Ursachen in der Fertigung oder im Transport lagen. Hinzu kommt, dass die charakteristischen dunklen Bereiche in den Übersichtsaufnahmen bei 50facher Vergrößerung fehlten (vgl. Abb. 39e und 39g, Pfeil). Vorsorglich wurde ein mittlerer Anpressdruck von **0,5 N** gewählt.

5. ERGEBNISSE

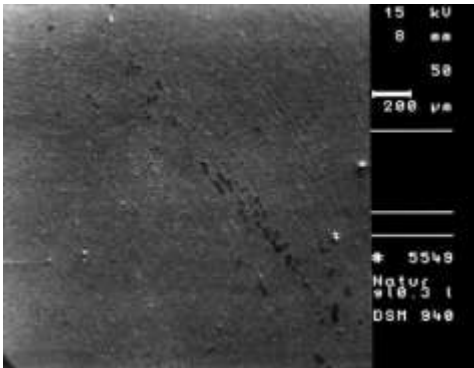
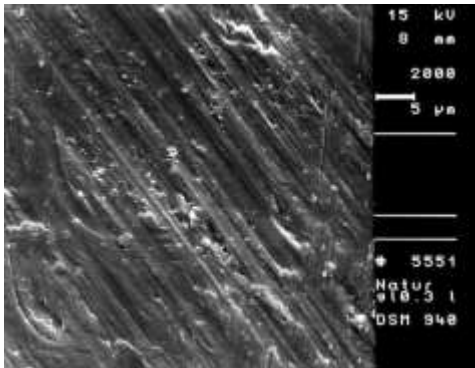
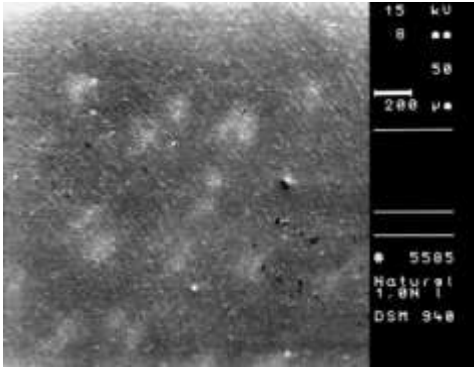
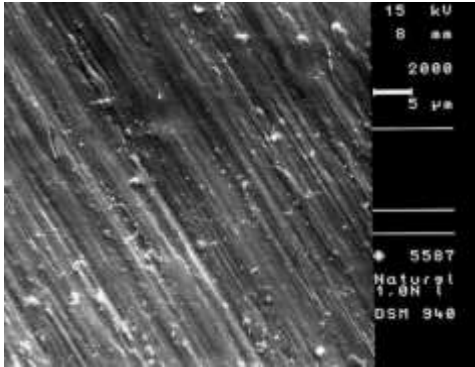
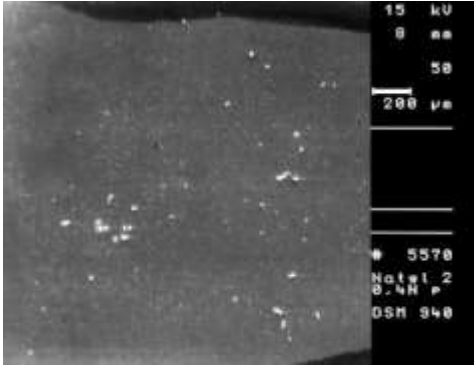
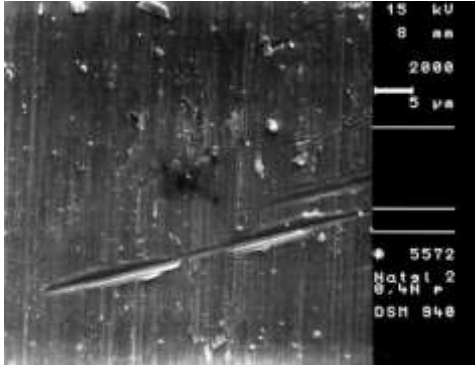
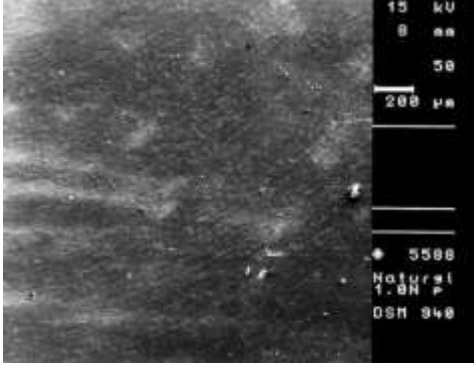
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
lineare Bearbeitung	 Abb. 39a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 39b: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 39c: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 39d: 1,0 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 39e: 0,4 N Anpressdruck	 Abb. 39f: 0,4 N Anpressdruck
	 Abb. 39g: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 39h: 1,0 N Anpressdruck

Abb. 39a-h: bearbeitete strukturpolierte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser Natur (Vector 2), REM-Aufnahmen

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – lineare Bearbeitung

Die lineare Bearbeitung der gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen mit dem Aufsatz Natur erzeugte bei geringeren Anpressdrücken bis 0,4 N einen Oberflächenabtrag. Die höchsten Erhebungen des gestrahlt-geätzten Titanreliefs waren über die gesamte Arbeitsfläche punktförmig abgetragen (vgl. Abb. 40b). Bei einer Auflagekraft der Instrumentenspitze von 0,6 N waren bis zum höchsten Anpressdruck keine Bearbeitungsspuren auf den Oberflächenaufnahmen zu erkennen (vgl. Abb. 40c-d). Daher wurde mit einem mittleren Anpressdruck von **0,6 N** weitergearbeitet.

Gestrahlt-geätzte Titanoberfläche – punktuelle Bearbeitung

Bei den Aufnahmen der punktuellen Bearbeitung der gestrahlt-geätzten Titanplättchen mit 0,3 N bis 0,6 N waren ebenfalls abnehmende Gebrauchsspuren zu erkennen. Das Säureätzmuster wurde bei geringen Anpressdrücken bis 0,4 N an der Instrumentenspitze erst länglich, mit mittlerem Anpressdruck ab 0,5 N nur punktförmig geglättet (vgl. Abb. 40e). Bei Anpressdrücken von 0,8 N bis 1,0 N waren weniger Bearbeitungsspuren erkennbar (vgl. Abb. 40g). Daraus ergab sich ein geringer Anpressdruck bis zu **0,3 N**.

5. ERGEBNISSE

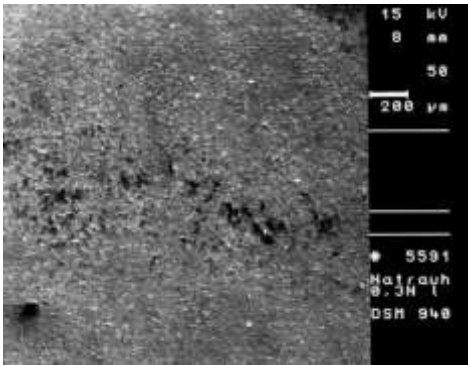
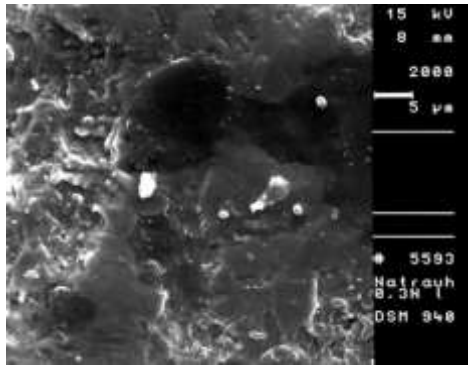
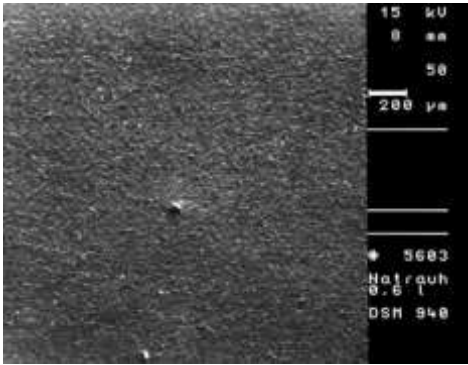
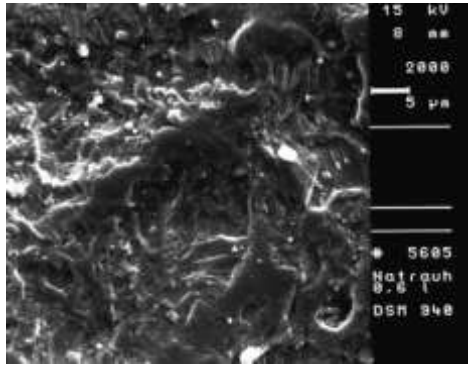
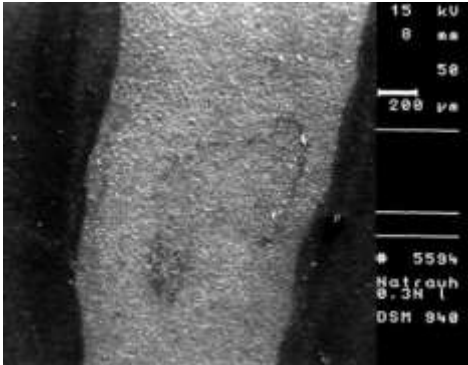
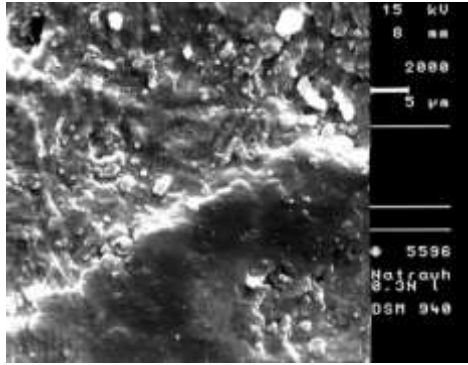
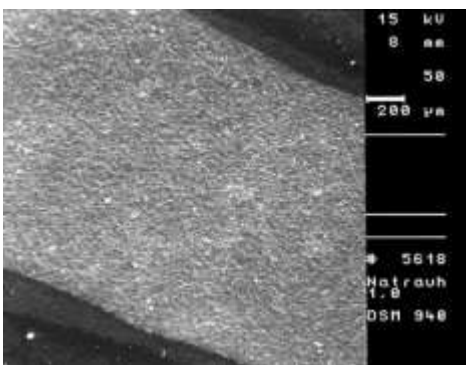
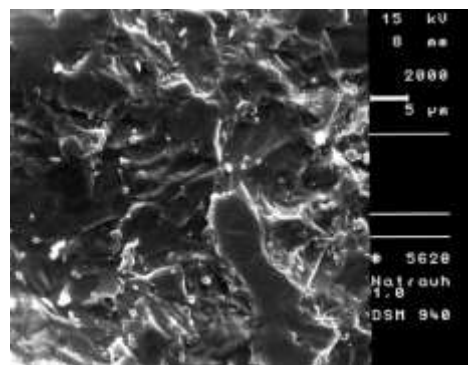
	50fache Vergrößerung	2000fache Vergrößerung
linear Bearbeitung	 Abb. 40a: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 40b: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 40c: 0,6 N Anpressdruck	 Abb. 40d: 0,6 N Anpressdruck
punktuelle Bearbeitung	 Abb. 40e: 0,3 N Anpressdruck	 Abb. 40f: 0,3 N Anpressdruck
	 Abb. 40g: 1,0 N Anpressdruck	 Abb. 40h: 1,0 N Anpressdruck

Abb.40a-h: bearbeitete gestrahl-geätzte Titanoberflächen, Aufsatz Kohlefaser Natur (Vector 2), REM-Aufnahmen

5. ERGEBNISSE

Aufsatz Natur

Der Aufsatz Natur zeigte lichtmikroskopisch eine leicht konkave Form mit einer rasterelektronenmikroskopisch gut erkennbaren geriffelten Oberflächenstruktur. Nach der Instrumentierung von zehn Versuchsplättchen war die geriffelte Oberfläche plan abgenutzt (vgl. Abb. 41d). Durch die konkave Formgebung waren die punktuellen Auflagen der Instrumentenspitze und des Instrumentenendes und die daraus resultierende ungleichmäßige Abnutzung in Form einer Acht, zu erklären (Abb. 41b).

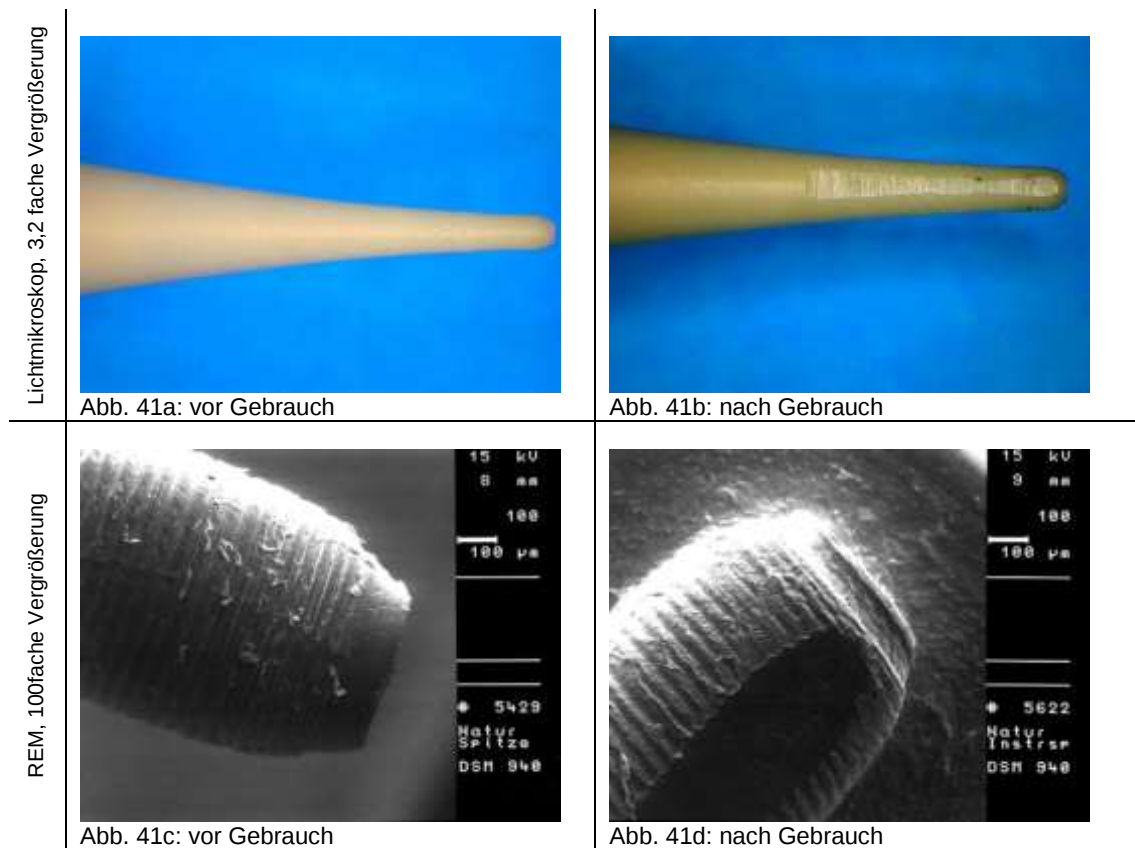


Abb. 41a-d: Aufsatz Natur (Vector 2)

5.2.2 Vergleich der Ergebnisse der Anpressdrücke auf die Oberflächenstrukturen

In Tab. 11 sind die Auswertung und Ergebnisse für einen Vergleich dargestellt. Um den optimalen Anpressdruck für jede Oberflächenstruktur zu erhalten, wurde mithilfe des Beschädigungsscores (siehe S. 52) der maximale Anpressdruck aus linearer und punktueller Bearbeitung, bei denen rasterelektronenmikroskopisch keine Veränderungen der Titanoberflächen erkennbar waren, gemittelt und bei Differenzen zu Gunsten der linearen Bearbeitung hochgestuft, da eine punktuelle Bearbeitung von den Herstellern nicht empfohlen wird und bei einer intraoralen Implantatreinigung nicht angewendet werden soll. Für die strukturpolierten Oberflächen konnte ein insgesamt höherer Anpressdruck als für die gestrahlt-geätzten Oberflächen festgestellt werden. Der Bereich des optimalen Anpressdruckes auf strukturpolierter Titanoberfläche variierte im Bereich von 0,4 – 2,0 N. Auf gestrahlt-geätzter Titanoberfläche lag der optimale Anpressdruck zwischen 0,3 – 0,5 N.

5. ERGEBNISSE

Tab. 11: Ermittelte optimale Anpressdrücke durch Versuchskomplex I und daraus resultierende Anpressdrücke für Versuchskomplexe II-III

Gerät	Aufsatz	Oberfläche	Bearbeitungsform	Beschädigungsscore	max. Anpressdruck ohne Beschädigungen	optimaler Anpressdruck	Abnutzungsscore Aufsatz
Piezon Master (EMS)	PI	strukturpoliert	linear	1	2,0 N	2,0 N	mittel
			punktuell	1	2,0 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	2	0,5 N	0,5 N	
SONICflex (KaVo)	Implant	strukturpoliert	linear	1	2,0 N	2,0 N	viel
			punktuell	1	2,0 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	2	0,5 N	0,5 N	
Vector 2 (Dürr Dental)	Keramik	strukturpoliert	linear	3	0,4 N	0,4 N	mittel
			punktuell	3	0,3 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	3	0,3 N	0,3 N	
	Kohlefaser kurz	strukturpoliert	linear	1	1,0 N	1,0 N	mittel
			punktuell	1	1,0 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	2	0,5 N	0,5 N	
	Kohlefaser lang	strukturpoliert	linear	1	1,0 N	1,0 N	wenig
			punktuell	1	1,0 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	2	0,5 N	0,5 N	
	Natur	strukturpoliert	linear	2	0,6 N	0,6 N	mittel
			punktuell	2	0,5 N		
		gestrahlt-geätzt	linear	2	0,6 N	0,5 N	
			punktuell	2	0,3 N		

Strukturpolierte Titanoberflächen

Basierend auf den Ergebnissen konnten für die Bearbeitung strukturpolierter Oberflächen mittels der Aufsätze PI (EMS), implant (KaVo), Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang (Vector 2) der jeweilige maximale Anpressdruck der Geräte von bis zu 2,0 N, respektive 1,0 N für den Vector 2, im Versuchskomplex II verwendet werden, da keine Arbeitsspuren bei linearer oder punktueller Bearbeitung raster-elektronenmikroskopisch erkennbar waren. Der Aufsatz Natur (Vector 2) erzeugte bei höheren Anpressdrücken Oberflächenbeschädigungen. Die Versuche wurden daher mit einem mittleren Anpressdruck von 0,6 N fortgesetzt und im Versuchskomplex II evaluiert. Aufgrund der Oberflächenabtragung bei punktueller Bearbeitung mittels des Aufsatzes Keramik (Vector 2) bei vergleichsweise geringen Anpressdrücken von 0,3 N sollte diese Arbeitsweise nicht angewendet werden. Eine lineare Bearbeitung war jedoch mit bis zu 0,4 N möglich und wurde daher als gemittelter optimaler Anpressdruck für den Versuchskomplex II übernommen.

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Der optimale Anpressdruck für die Aufsätze PI (EMS) und implant (KaVo) auf gestrahlt-geätzter Oberfläche lag bei 0,5 N und wurde im Versuchskomplex II verwendet. Dies bedeutet im Vergleich zur Bearbeitung strukturpolierter Oberflächen eine Reduzierung des Anpressdruckes um 75 %. Der optimale Anpressdruck für die Aufsätze Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang (Vector 2) lag ebenfalls bei 0,5 N. Hier wurde die Anpresskraft um 50 % im Vergleich zur Bearbeitung von strukturpolierten Oberflächen reduziert. Die optimalen Anpressdrücke der Aufsätze Natur und Keramik (Vector 2) waren im Vergleich zur Bearbeitung strukturpolierter Titanoberflächen lediglich um 10 % geringer. Der Aufsatz Natur weist die größte Differenz zwischen punktueller und linearer Bearbeitung auf. Hier wurde zu Gunsten des linearen Wertes auf einen optimalen Anpressdruck von 0,5 N gemittelt und für den Versuchskomplex II verwendet. Wie bereits auf strukturpolierter Oberfläche wies auch der Aufsatz Keramik (Vector 2) auf gestrahlt-geätzter Titanoberfläche den geringsten optimalen Anpressdruck mit 0,3 N auf.

5.3 Versuchskomplex II „Potentielle Beschädigung“

Nach Bearbeitung der Plättchen mit dem im Versuchskomplex I ermittelten optimalen Anpressdruck (Tab. 11) wurden entsprechend des Versuchsdesigns jeweils zwei Plättchen einer REM-Kontrolle unterzogen und drei Plättchen laserprofilometrisch ausgewertet. Es wurden die Rauigkeitskenngrößen S_a (Mittenrauwert) und Sdr (surface area ratio bzw. developed interfacial area ratio) ausgewertet. Für die Aufsätze des Vector 2 wurden zwei Bearbeitungsreihen durchgeführt, die erste mit aqua dest. und die zweite mit Vector Fluid polish als Partikelsuspension.

5.3.1 Einzelergebnisse der Aufsätze

A. Aufsatz PI

Neben den hellen Linien der Wasserränder waren auf der strukturpolierten und auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche in keiner Vergrößerung rasterelektronisch Bearbeitungsspuren zu erkennen (Abb. 42a-b). Der S_a -Wert der bearbeiteten strukturpolierten Titanplättchen war mit durchschnittlich $0,2\ \mu\text{m}$ und einer geringen Standardabweichung von $0,01\ \mu\text{m}$ mit dem der unbearbeiteten Titanplättchen identisch. Der S_a -Wert der gestrahlt-geätzten Titanplättchen lag nach Bearbeitung bei durchschnittlich $0,69\ \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,14\ \mu\text{m}$). Der Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen lag mit $0,86\ \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,21\ \mu\text{m}$) höher. Die Bearbeitung führte also zu einer signifikanten Reduzierung der Rauheit (**, $p < 0,01$) (vgl. Abb. 44a). Der Sdr-Wert sank bei den strukturpolierten Plättchen um $0,21\ \%$ auf durchschnittlich $2,61\ \%$ (Standardabweichung $0,26\ \%$) und bei den gestrahlt-geätzten Versuchsplättchen um $1,83\ \%$ auf durchschnittlich $18,17\ \%$ (Standardabweichung $9,29\ \%$). Die Bearbeitung führte insofern zu keiner signifikanten Oberflächenglättung (Abb. 44b). Die hohe Standardabweichung des Mittelwertes bei den gestrahlt-geätzten Plättchen ließ sich durch zwei Ausreißerwerte von $38,03\ \%$ und $28,77\ \%$ erklären.

Die Ergebnisse wurden als ein Anzeichen dafür gewertet, dass ein Anpressdruck von bis zu $2,0\ \text{N}$ auf strukturpolierten und $0,5\ \text{N}$ angewendet werden kann, ohne nennenswerte Veränderungen der Oberflächenstruktur zu hinterlassen. Diese Anpressdrücke wurden für den Versuchskomplex III beibehalten.

5. ERGEBNISSE

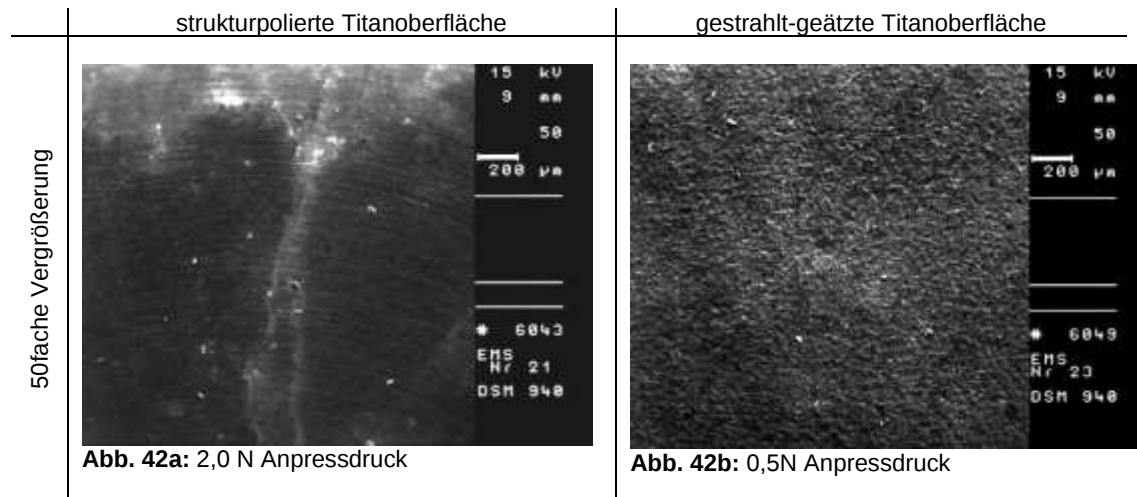


Abb. 42a-b: Aufsatz PI (EMS), REM-Aufnahmen

Laserprofilometrie: Aufsatz PI

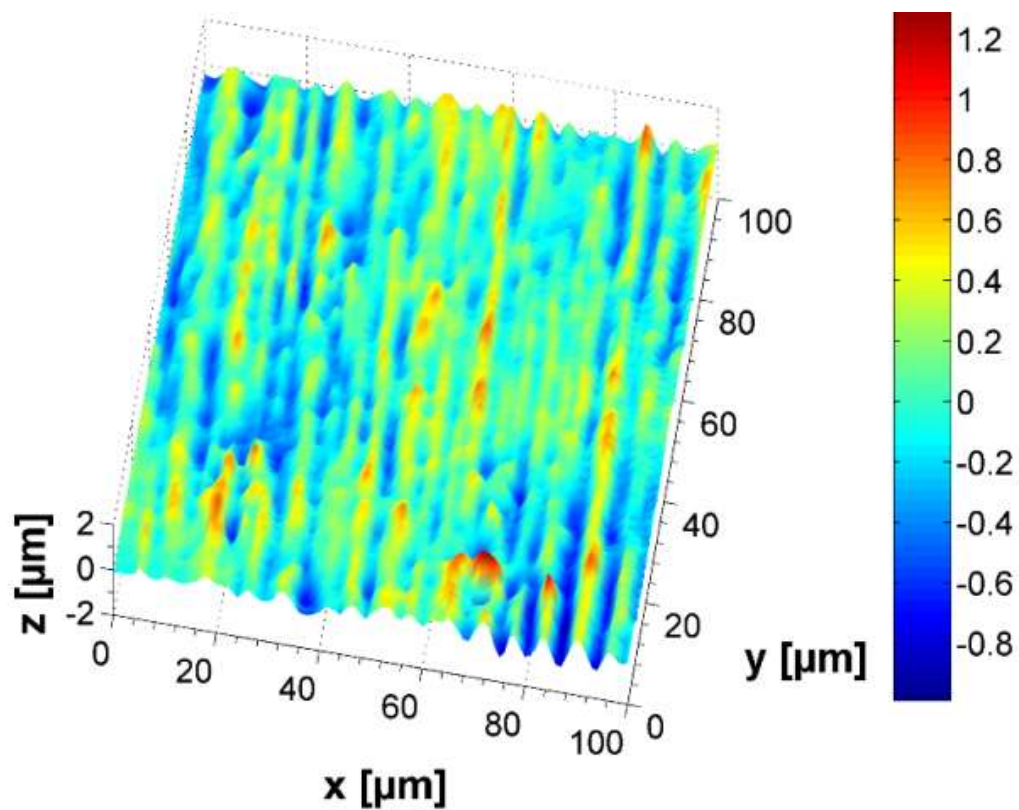


Abb. 43a: strukturierte Titanoberfläche, 2,0 N Anpressdruck

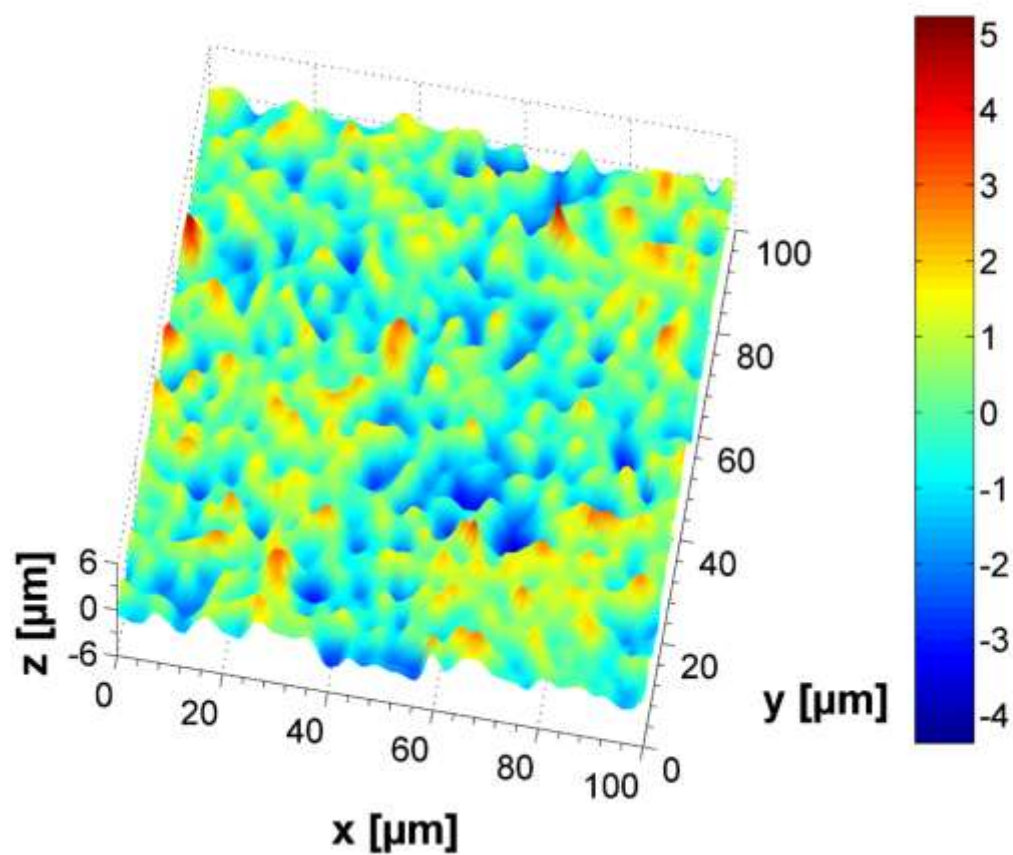


Abb. 43b: gestrahlte Titanoberfläche, 0,5 N Anpressdruck

Rauheitsparameter: Aufsatz PI

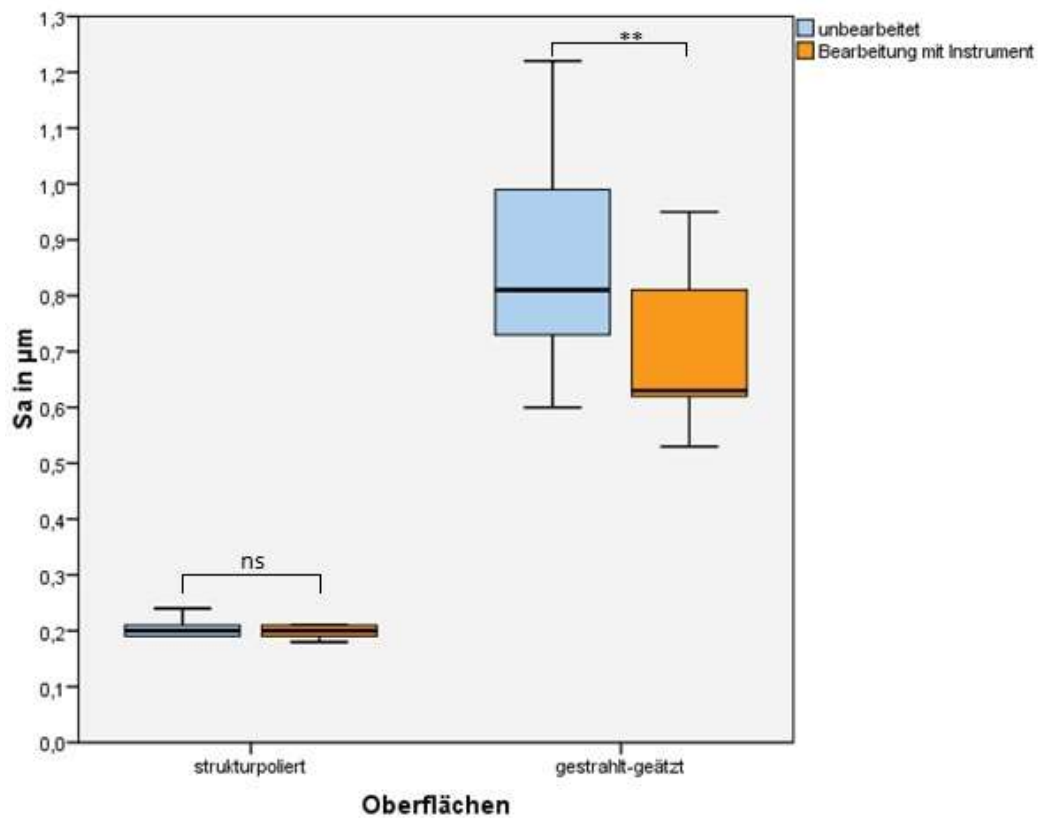


Abb. 44a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha=0,05$

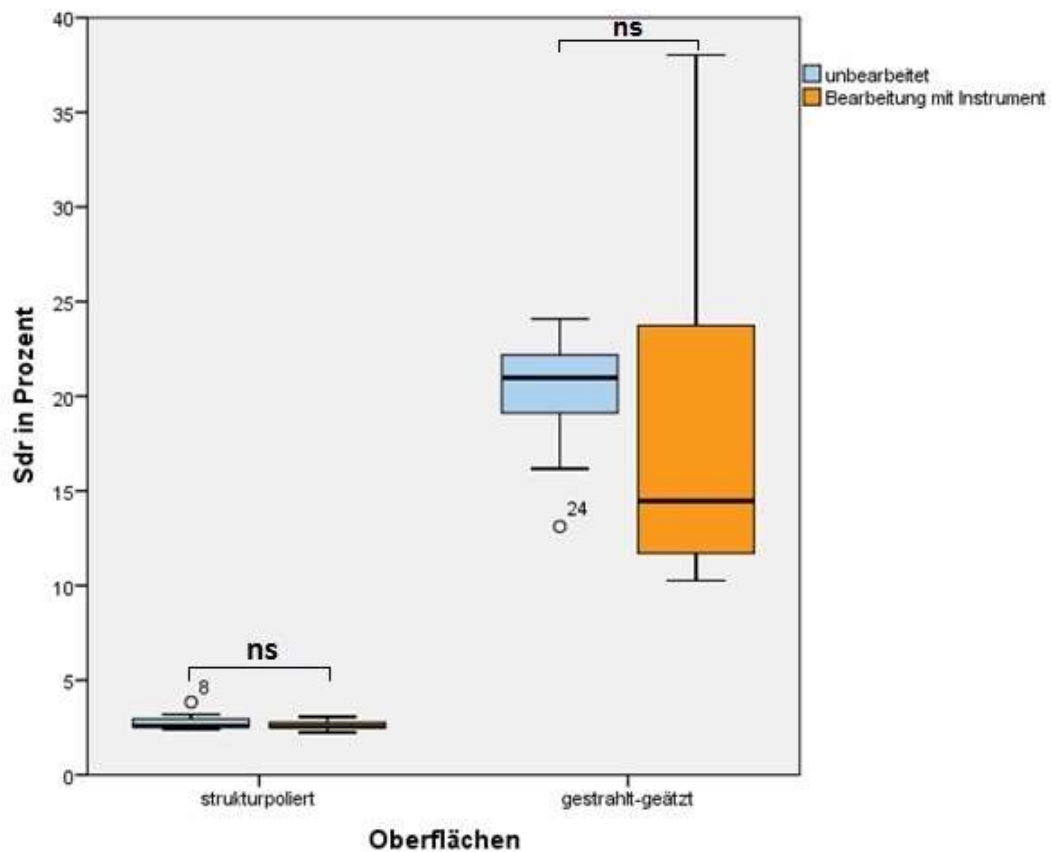


Abb. 44b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha=0,05$

B. Aufsatz *implant*

Rasterelektronisch waren keine Bearbeitungsspuren durch den Aufsatz zu erkennen (Abb. 45a-b). Es stellten sich zum Teil getrocknete Wassertropfen in Form weißer Linien dar (Abb. 45a).

Der durchschnittliche S_a -Wert der bearbeiteten strukturpolierten Oberflächen war mit $0,20\ \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,01\ \mu\text{m}$) mit dem der unbearbeiteten Oberflächen identisch. Niedrig signifikante Unterschiede (*, $p > 0,05$) waren zwischen bearbeiteten und unbearbeiteten gestrahlt-geätzten Oberflächen festzustellen (vgl. Abb. 47a). Der Durchschnittswert lag mit $0,67\ \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,04\ \mu\text{m}$) um $0,19\ \mu\text{m}$ niedriger als der Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen von $0,86\ \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,21\ \mu\text{m}$) (vgl. Abb. 47a).

Der Sdr-Wert wies auf beiden Oberflächen nicht signifikante (ns, $p > 0,05$) Verringerungen im Vergleich zu den unbearbeiteten Plättchen auf. Die strukturpolierten Oberflächen wurden im Mittel um $0,32\ \%$ auf $2,50\ \%$ mit einer Standardabweichung von $0,34\ \%$ und die gestrahlt-geätzten Oberflächen um $2,64\ \%$ auf $17,36\ \%$ (Standardabweichung $2,94\ \%$) in ihrer tatsächlichen Oberfläche reduziert (vgl. Abb. 47b).

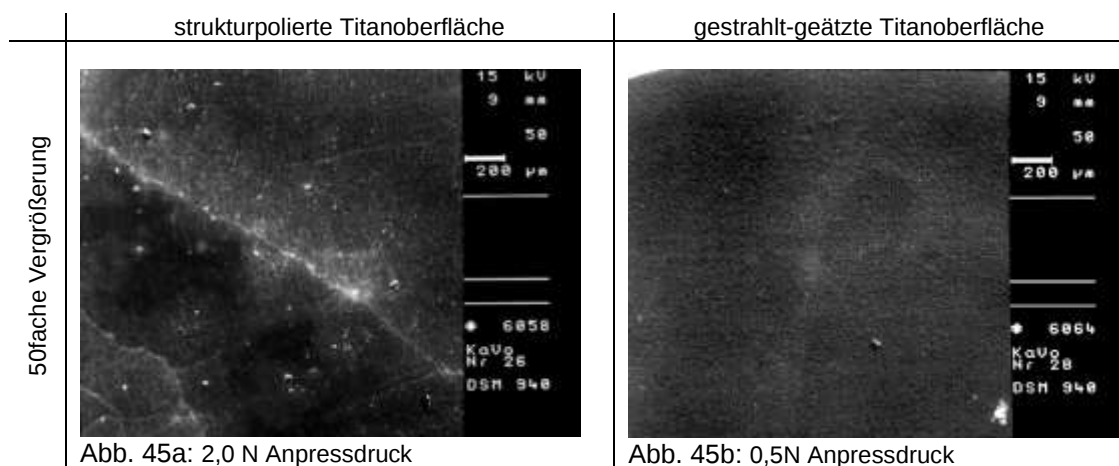


Abb. 45a-b: Aufsatz PI (KaVo), REM-Aufnahmen

Laserprofilometrie: Aufsatz implant

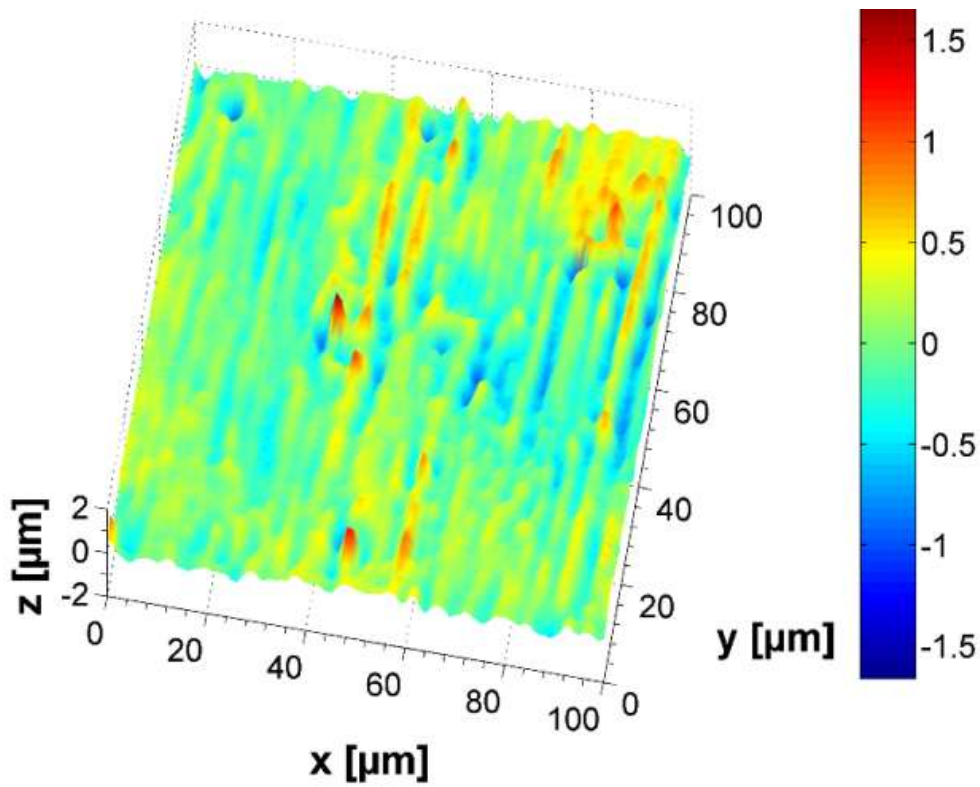


Abb. 46a: strukturgepolierte Titanoberfläche, 2,0 N Anpressdruck

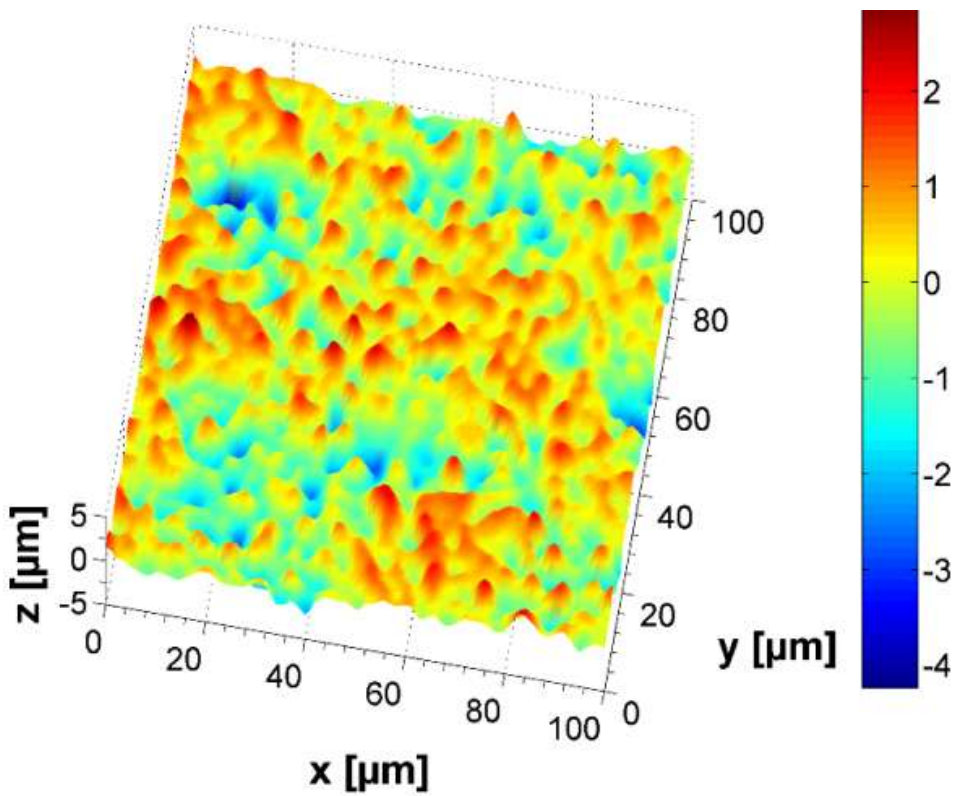


Abb. 46b: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, 0,6 N Anpressdruck

Rauheitsparameter: Aufsatz implant

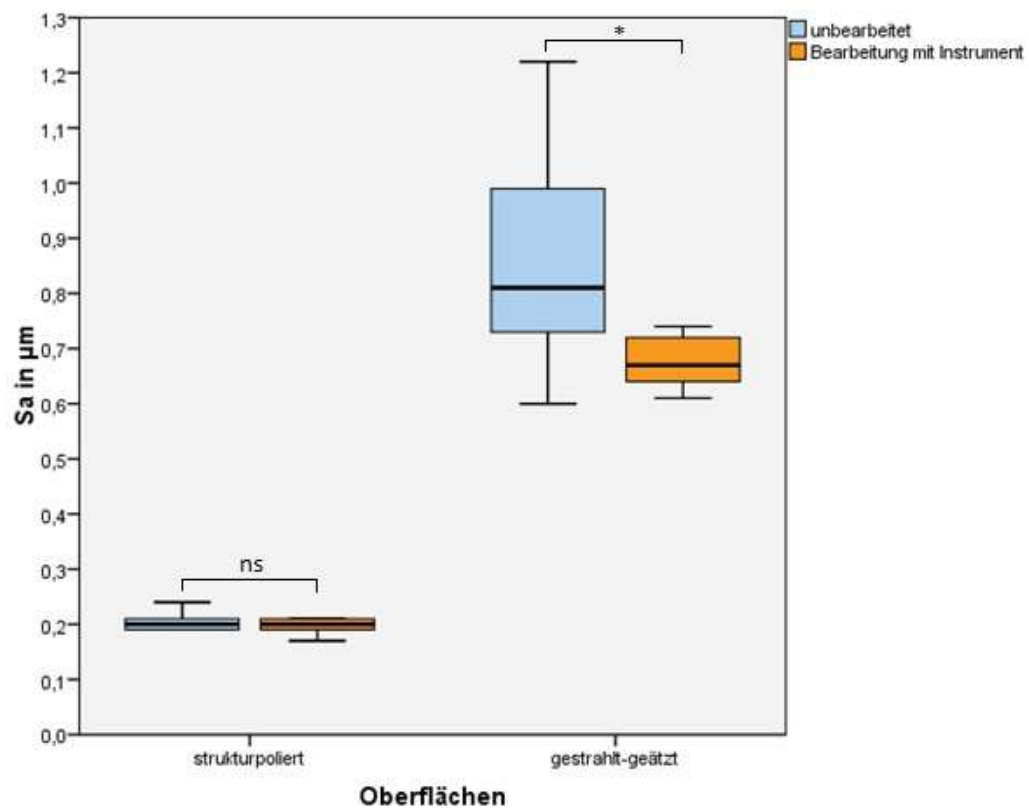


Abb. 47a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha=0,05$

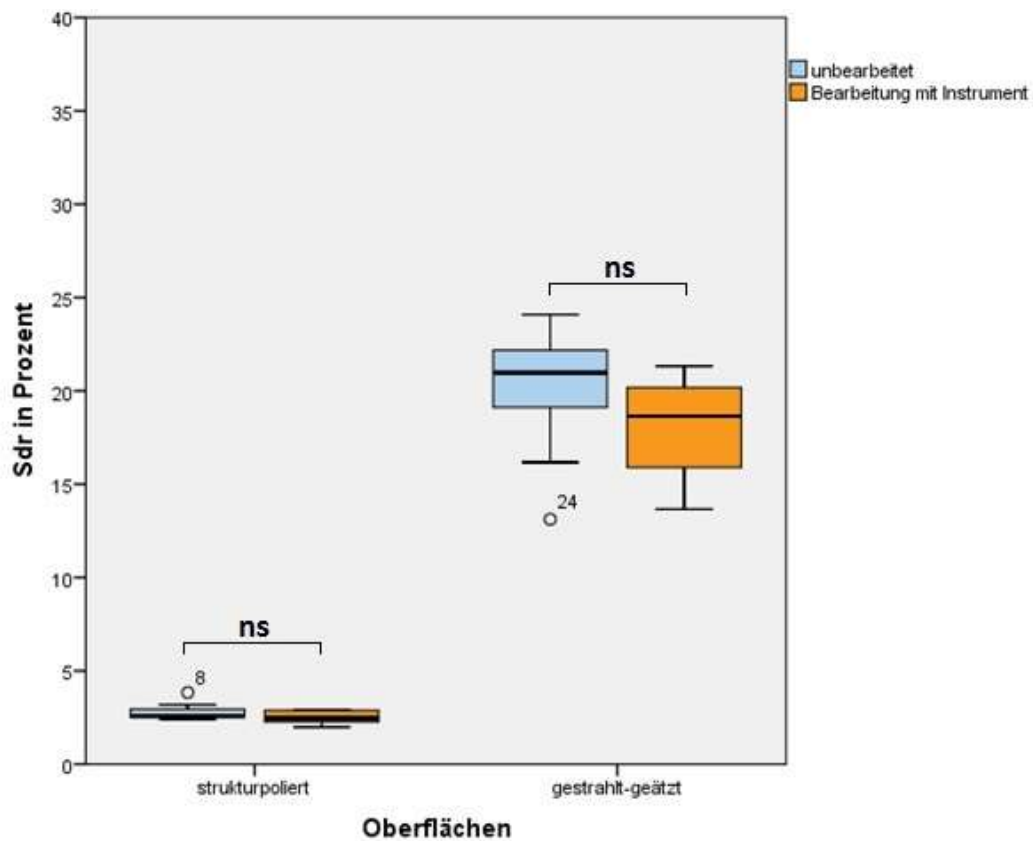


Abb. 47b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha=0,05$

C. Aufsatz Keramik

Ohne Verwendung des Vector Polish fluid

Es stellten sich in der 50fachen Vergrößerung Artefakte dar. In Abb. 48a ist beispielsweise ein scharf begrenzter Kratzer auf der strukturierten Oberfläche zu sehen. Bei einem Anpressdruck bis zu 0,4 N waren aber keine arbeitsbedingten Oberflächenveränderungen rasterelektronenmikroskopisch zu erkennen. Die Abb. 48b zeigt bereits bei einer 50fachen Vergrößerung eine Schwärzung der Erhebungen auf gestrahl-geätzter Oberfläche bei einem Anpressdruck von 0,3 N. Diese Veränderungen waren auf der gesamten Oberfläche zu erkennen. Der S_a -Mittelwert der strukturierten Plättchen wies eine nicht signifikante Verringerung (ns, $p > 0,05$) von $0,02 \mu\text{m}$ auf durchschnittlich $0,18 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,02 \mu\text{m}$) im Vergleich zum S_a -Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen von $0,20 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,02 \mu\text{m}$) auf (Abb. 50). Der Sdr-Mittelwert sank bei den strukturierten Plättchen von 2,82 % (Standardabweichung 0,46 %) auf 2,49 % (Standardabweichung von 0,62 %).

Der durchschnittliche S_a -Wert nach Bearbeitung der gestrahl-geätzten Plättchen lag bei $0,65 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,08 \mu\text{m}$, $p > 0,05$). Dies entsprach einem niedrig signifikanten Unterschied von $0,21 \mu\text{m}$ zu den unbearbeiteten Oberflächen (S_a -Mittelwert von $0,86 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,21 \mu\text{m}$) (Abb. 50a). Der Sdr-Mittelwert sank bei den gestrahl-geätzten Plättchen von 20,0 % (Standardabweichung 3,60 %) auf 16,78 % (Standardabweichung von 4,86 %) durch die Bearbeitung. Diese Reduktion war nicht signifikant (Abb. 50b). Damit wies dieser Aufsatz auf gestrahl-geätzter Oberfläche trotz des geringen Anpressdrucks die meiste Glättung auf.

Unter Verwendung des Vector Polish fluid

Auf beiden strukturierten Versuchsplättchen waren bei der rasterelektronischen Untersuchung in 50facher oder 2000facher Vergrößerung keine Bearbeitungspuren bei einem Anpressdruck von 0,4 N zu erkennen (Abb. 48c). Bei den gestrahl-geätzten Titanplättchen zeigten sich trotz des geringen Anpressdruckes von 0,3 N Oberflächenveränderung in der REM-Untersuchung (Abb. 48d). Das Titanätzmuster stellte sich hier geglättet dar und wirkte in 2000facher Vergrößerung wie ein eingesunkener, geschmolzener Bereich.

Der S_a -Mittelwert der strukturierten Plättchen zeigte keine signifikante Differenz nach der instrumentellen Bearbeitung unter Verwendung des Vector Fluid

5. ERGEBNISSE

polish. Der Wert vergrößerte sich nach der Reinigung des Titanplättchens mit Vector Fluid polish um $0,06 \mu\text{m}$ auf durchschnittlich $0,26 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,10 \mu\text{m}$ im Vergleich zu einer unbearbeiteten Oberfläche. Der Sdr-Mittelwert der strukturierten Plättchen nach Bearbeitung unter Zunahme des Vector Fluid polish lag bei $4,20 \%$ (Standardabweichung $2,20 \%$) und unterschied sich damit ebenfalls nicht signifikant vom Sdr-Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen von $2,82$ (Standardabweichung $0,46 \%$) (Abb. 50, ns, $p > 0,05$).

Der S_a -Mittelwert der gestrahl-geätzten Oberflächen zeigte einen nicht signifikanten Unterschied zwischen den unbearbeiteten Plättchen und nach der Anwendung des Vector Fluid polish von $0,09 \mu\text{m}$ und lag bei durchschnittlich $0,95$ (Standardabweichung $0,13 \mu\text{m}$). Auch der Sdr-Mittelwert der gestrahl-geätzten Plättchen wies eine nicht signifikante Differenz von $2,87 \%$ zu den unbearbeiteten gestrahl-geätzten Plättchen auf und lag durchschnittlich bei $17,13 \%$ mit einer Standardabweichung von $2,34 \%$ (Abb. 50b, ns, $p > 0,05$), so dass von vereinzelten Oberflächenglättungen ausgegangen wurde.

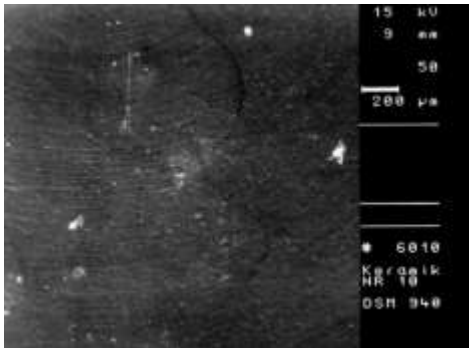
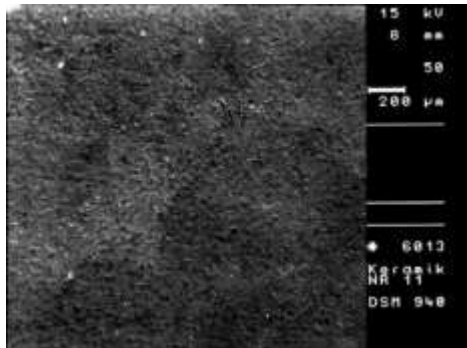
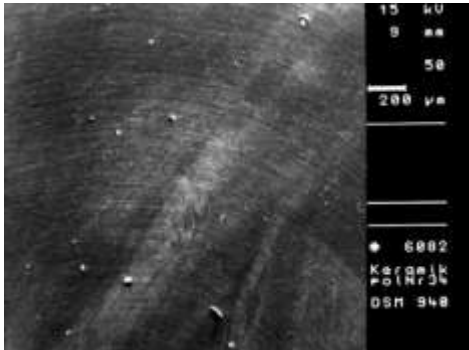
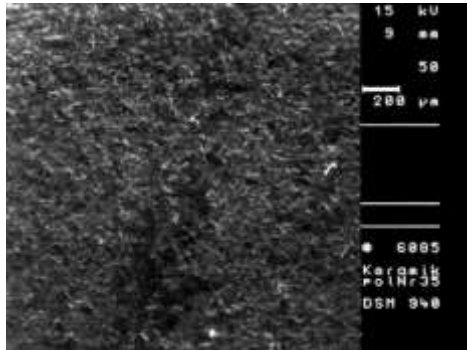
	strukturierte Titanoberfläche	gestrahl-geätzte Titanoberfläche
ohne Fluid polish	 Abb. 48a: 0,4 N Anpressdruck	 Abb. 48b: 0,3 N Anpressdruck
mit Fluid Polish	 Abb. 48c: 0,4 N Anpressdruck	 Abb. 48d: 0,3 N Anpressdruck

Abb. 48a-c: Aufsatz Keramik (Vector 2), REM-Aufnahmen 50fache Vergrößerung

Laserprofilometrie Aufsatz Keramik ohne Vector Fluid polish

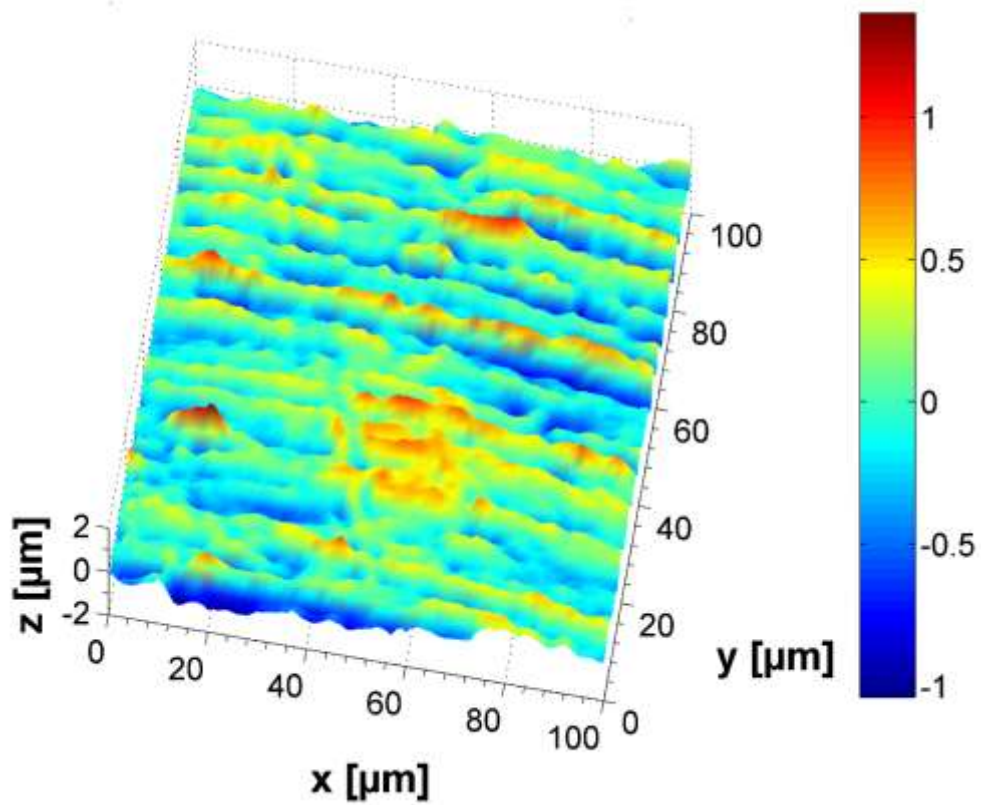


Abb. 49a: strukturgepolierte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,4 N

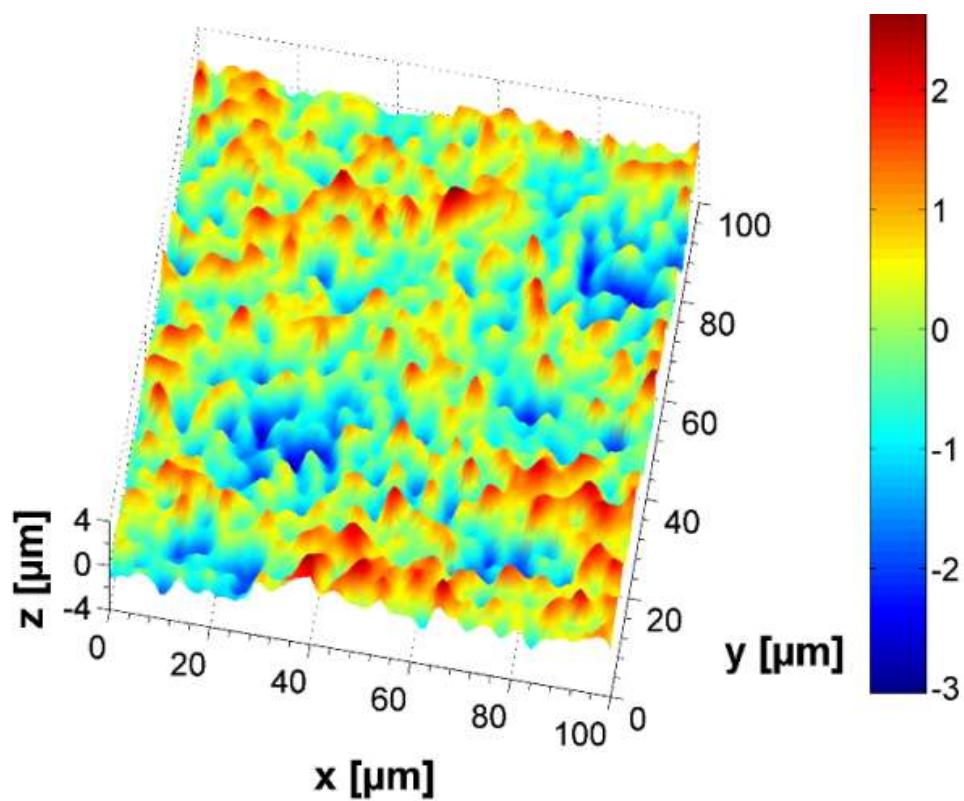


Abb. 49b: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,3 N

Laserprofilometrie Aufsatz Keramik mit Vector Fluid polish

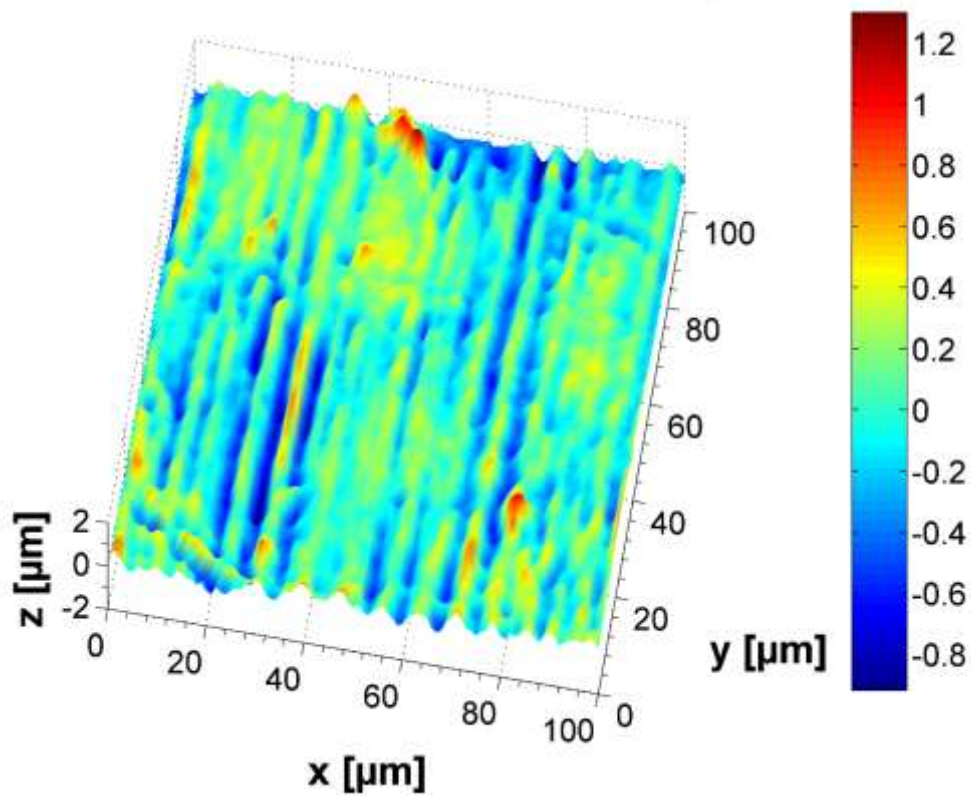


Abb. 49c: strukturierte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,4 N

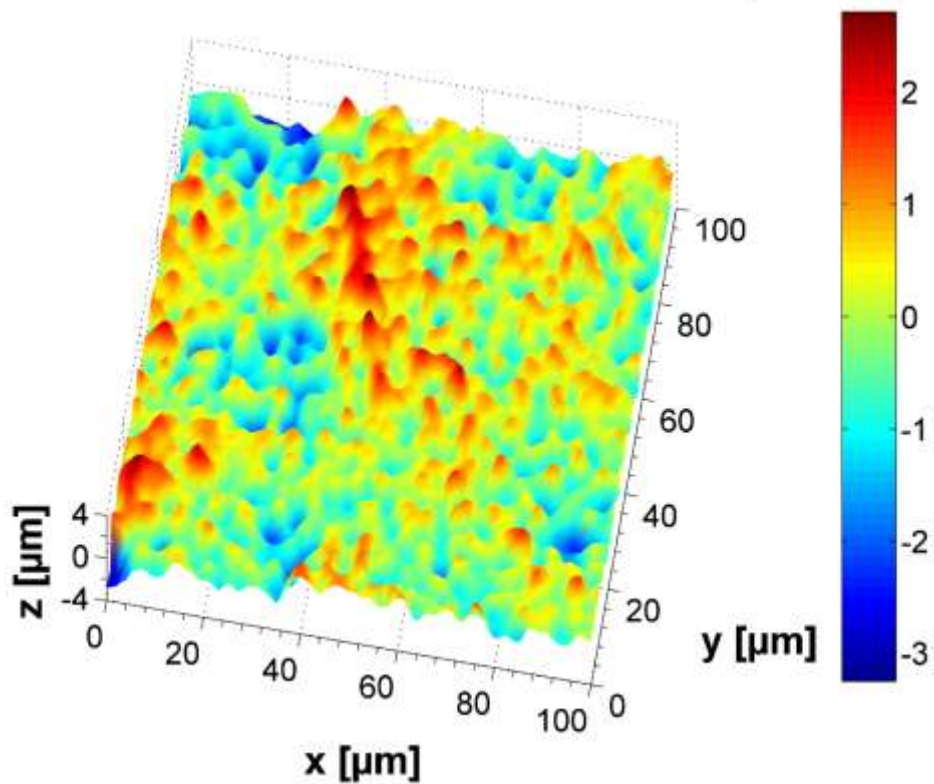


Abb. 49d: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,3 N

Rauheitsparameter: Aufsatz Keramik

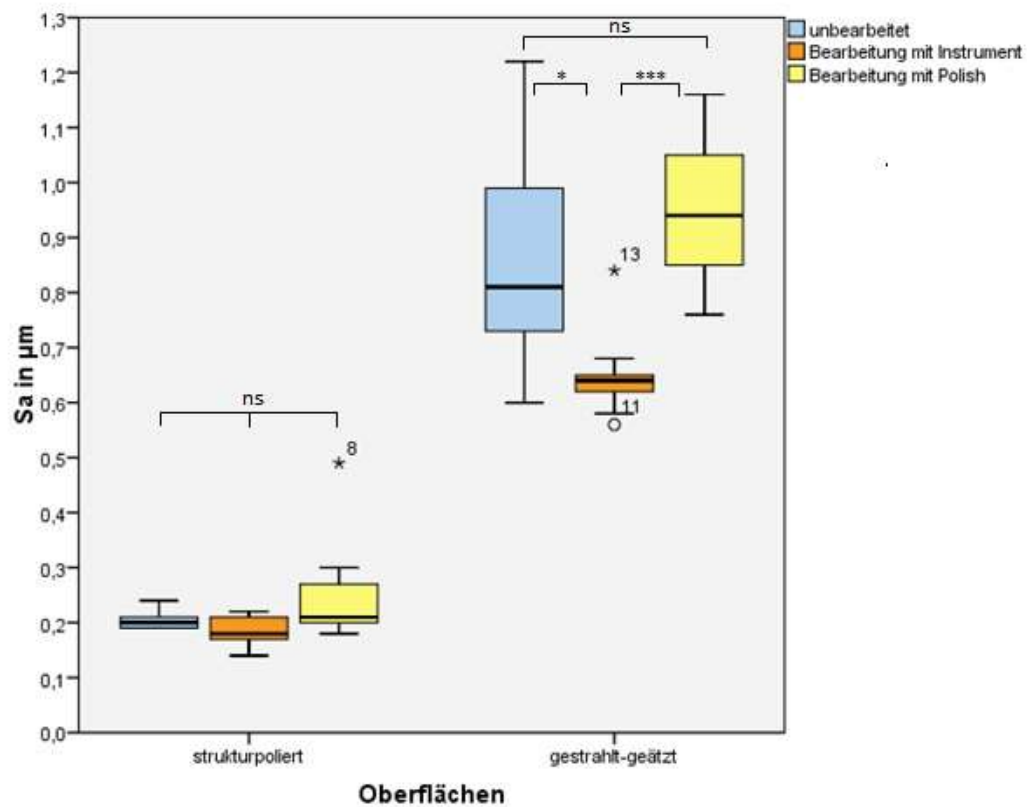


Abb. 50a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

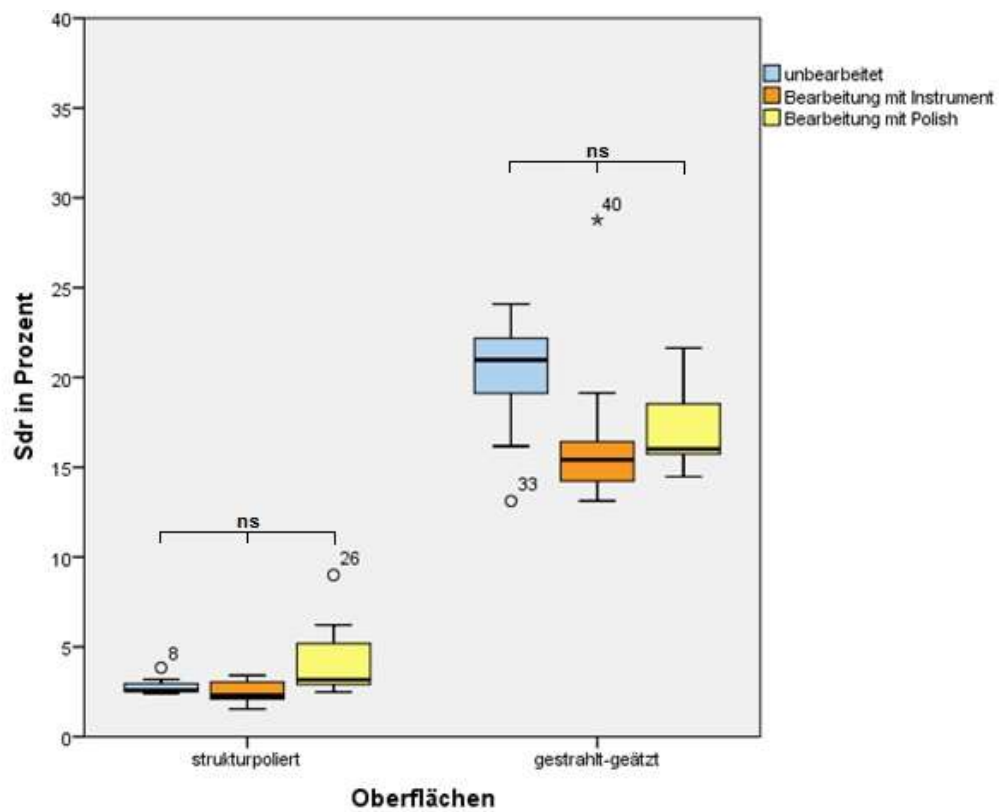


Abb. 50b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

D. Aufsatz Kohlefaser kurz

Ohne Verwendung des Vector Polish fluid

Bei 50facher und 2000facher Vergrößerung waren sowohl auf der strukturierten als auch auf der gestrahl-geätzten Oberfläche bei den optimalen Anpressdrücken von 1,0 N respektive 0,5 N keine Bearbeitungsspuren zu erkennen (Abb. 51a-b).

Der S_a -Wert veränderte sich durch die Bearbeitung der strukturierten Oberflächen nicht signifikant im Vergleich zu unbearbeiteten Oberflächen (ns, $p > 0,05$). Der Wert lag durchschnittlich bei $0,21 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,03 \mu\text{m}$. Der Sdr-Wert wies für beide Oberflächen nicht signifikante Unterschiede zu den unbearbeiteten Oberflächen auf. Bei den strukturierten Oberfläche konnte ein Sdr-Mittelwert von 2,98 % (Standardabweichung von 0,67 %) ermittelt werden, der im Vergleich zum Sdr-Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen von 2,82 % (Standardabweichung 0,46 %) leicht höher lag.

Bei den bearbeiteten gestrahl-geätzten Titanoberflächen erhöhte sich der S_a -Mittelwert nicht signifikant zu den unbearbeiteten Oberflächen auf $0,72 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von 0,08 (vgl. Abb. 53a, ns, $p > 0,05$). Die gestrahl-geätzte Oberfläche wurde um 0,76 % auf durchschnittlich 20,76 % (Standardabweichung von 2,13 %) vergrößert (vgl. Abb. 53b, ns, $p > 0,05$). Damit war der Aufsatz Kohlefaser kurz der einzige, der zu einer minimalen Vergrößerung der tatsächlichen Oberfläche führte.

Unter Verwendung des Vector Polish fluid

Nach der Reinigung mit dem Aufsatz Kohlefaser kurz und dem Fluid polish zeigten sich keine Oberflächenveränderungen in den REM-Aufnahmen (Abb. 51a-d). Es stellten sich lediglich vereinzelte herstellungsbedingte Artefakte in Form von Auflagerungen auf die strukturierte Oberfläche dar.

Der S_a wies statistisch keine Signifikanz zwischen den unbearbeiteten und den instrumentell unter Verwendung des Vector Fluid polish bearbeiteten Oberflächen auf (Abb. 53a). Der S_a -Mittelwert erhöhte sich bei den strukturierten Oberflächen nach der Bearbeitung mit Fluid polish lediglich um $0,04 \mu\text{m}$ auf durchschnittlich $0,24 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,13 \mu\text{m}$ im Vergleich zu unbearbeiteten Plättchen. Auch der Sdr-Mittelwert wies auf strukturierter Oberfläche mit einer Reduzierung um 0,07 % auf 2,89 % mit einer

5. ERGEBNISSE

Standardabweichung von 0,89 % keine signifikante Abweichung zu unbearbeiteten Oberflächen auf. Damit lagen die Rauheitsparameter der mit Fluid polish gereinigten strukturpolierten Oberflächen denen der unbearbeiteten Oberflächen am nächsten.

Der S_a -Mittelwert der gestrahlt-geätzten Plättchen erhöhte sich um $0,19 \mu\text{m}$ auf $1,05 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,23 \mu\text{m}$ und stellte damit von den verwendeten Aufsätzen die höchste Abweichung dar. Der S_{dr} -Mittelwert der gestrahlt-geätzten Titanoberflächen zeigte mit durchschnittlich 1,88 % die geringste Verringerung zum Ausgangswert der unbearbeiteten Plättchen und lag bei 18,12 % mit einer Standardabweichung von 4,83 % (Abb. 53b).

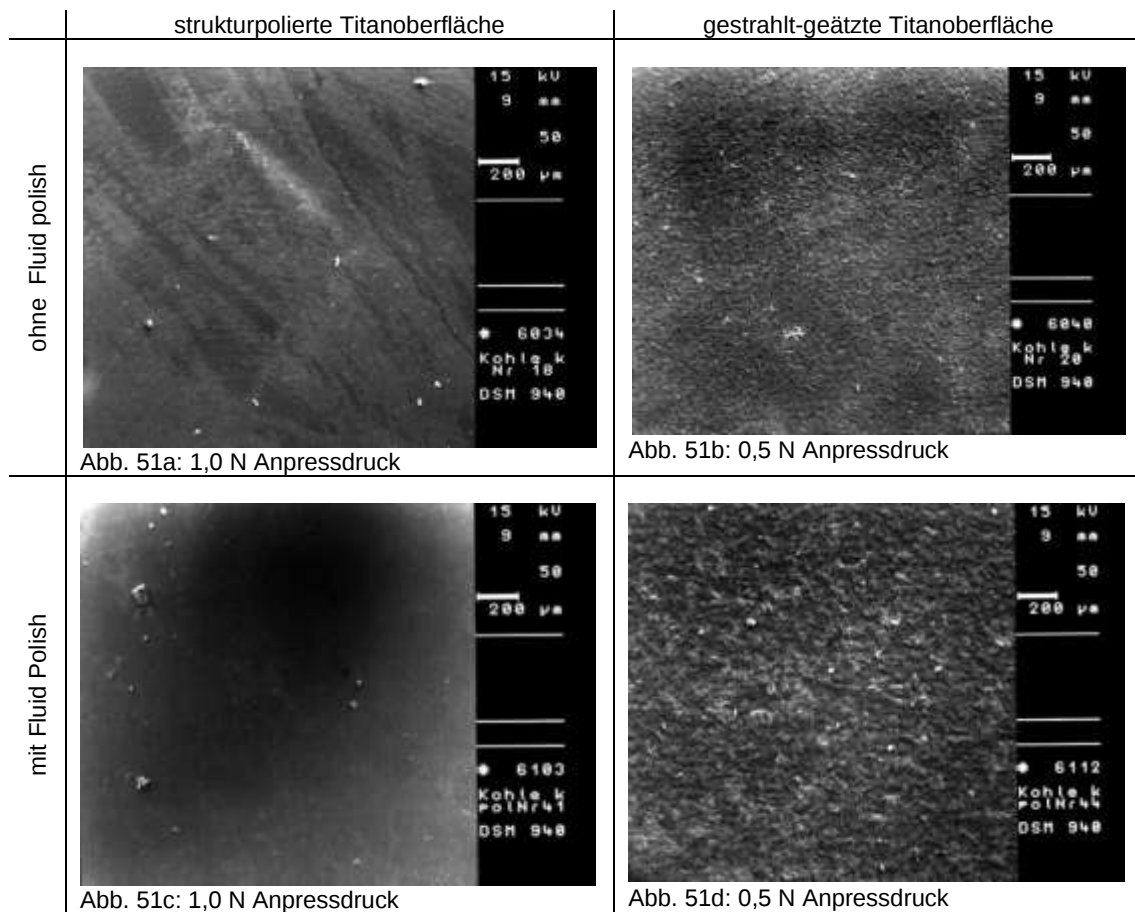


Abb. 51a-d: Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2), REM-Aufnahmen 50fache Vergrößerung

Laserprofilometrie: Aufsatz Kohlefaser kurz ohne Vector Fluid polish

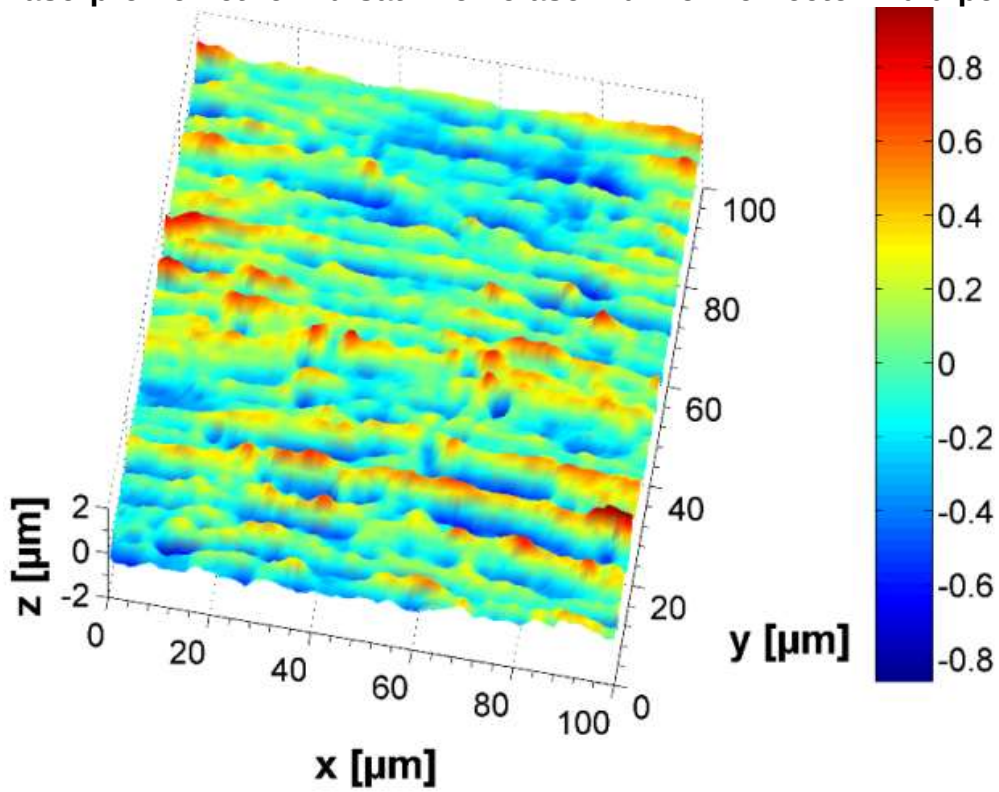


Abb. 52a: strukturierte Oberfläche, Anpressdruck 1,0 N

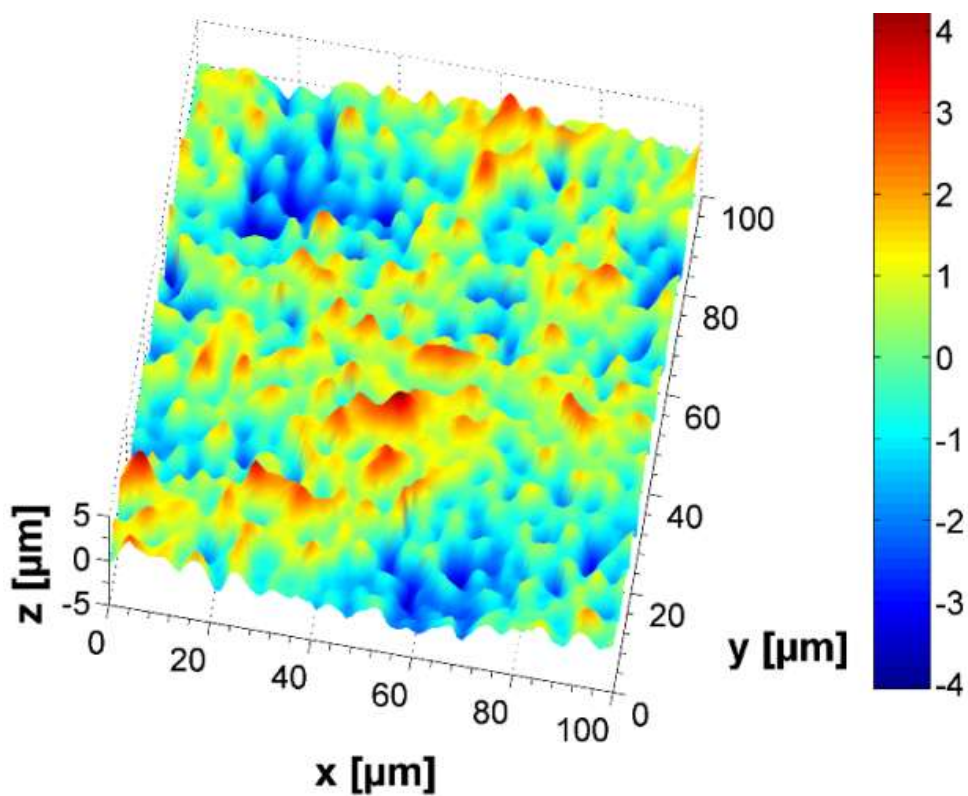


Abb. 52b: gestrahlte Oberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Laserprofilometrie: Aufsatz Kohlefaser kurz mit Vector Fluid polish

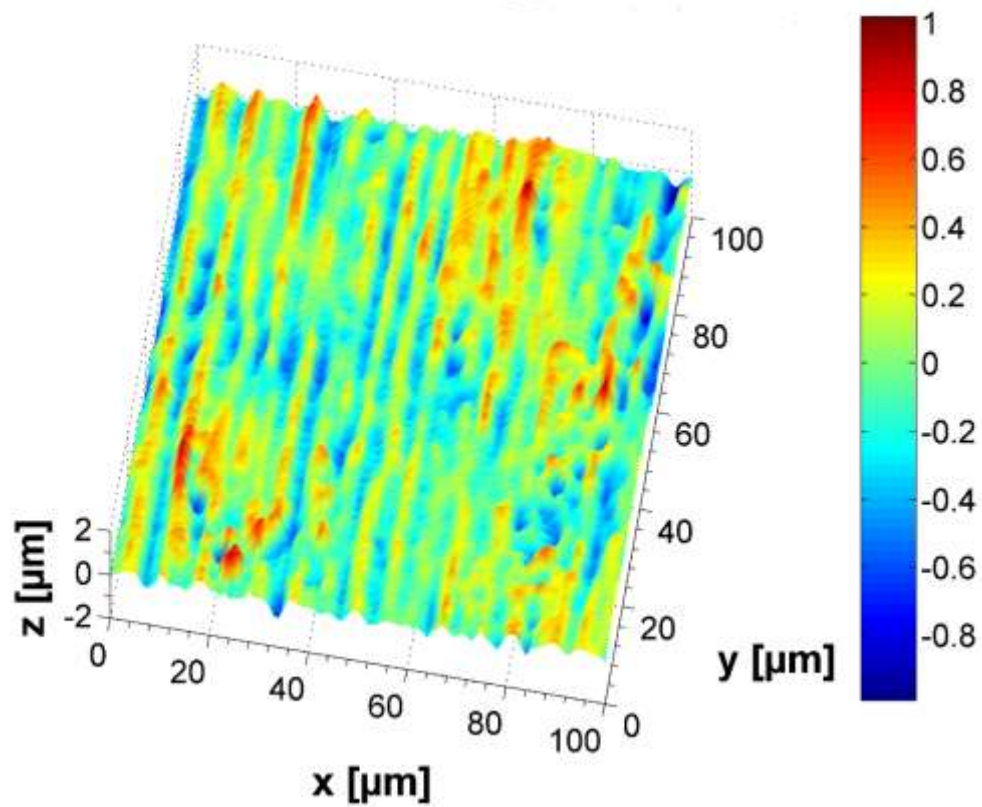


Abb. 52c: strukturpolierte Oberfläche, Anpressdruck 1,0 N

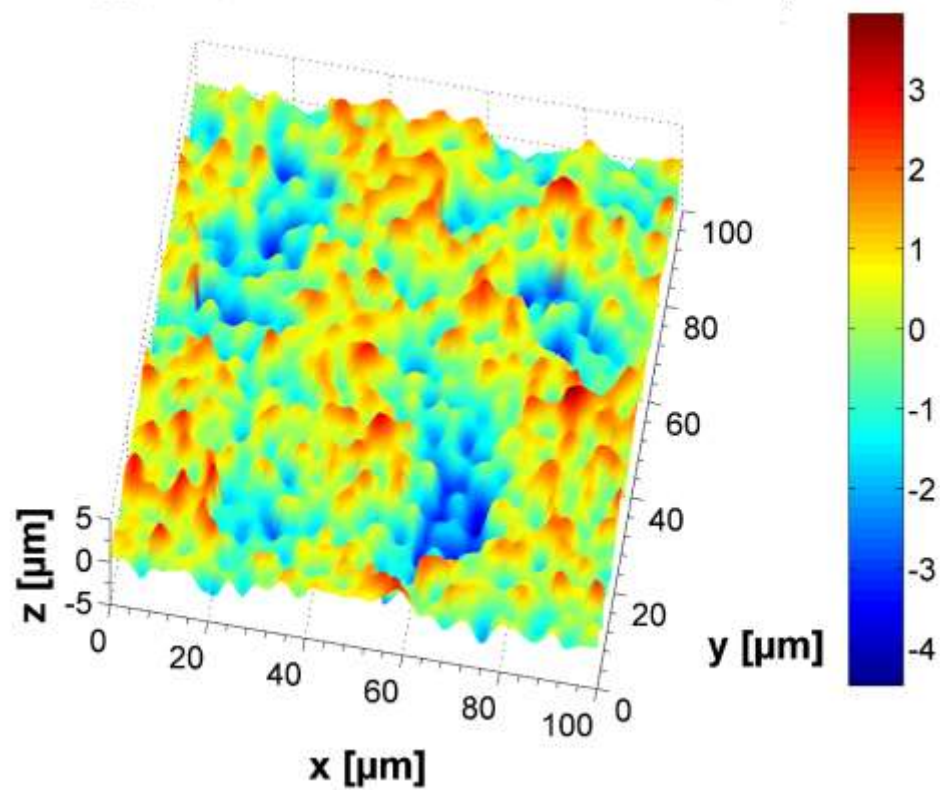


Abb. 52d: gestrahlt-geätzte Oberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Rauheitsparameter: Aufsatz Kohlefaser kurz

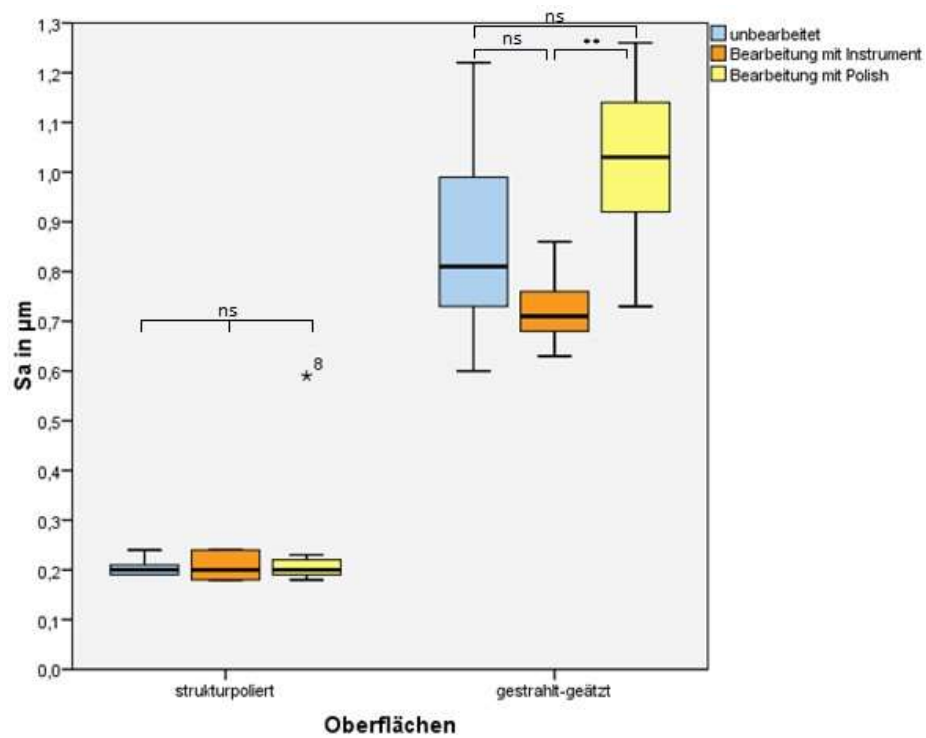


Abb. 53a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

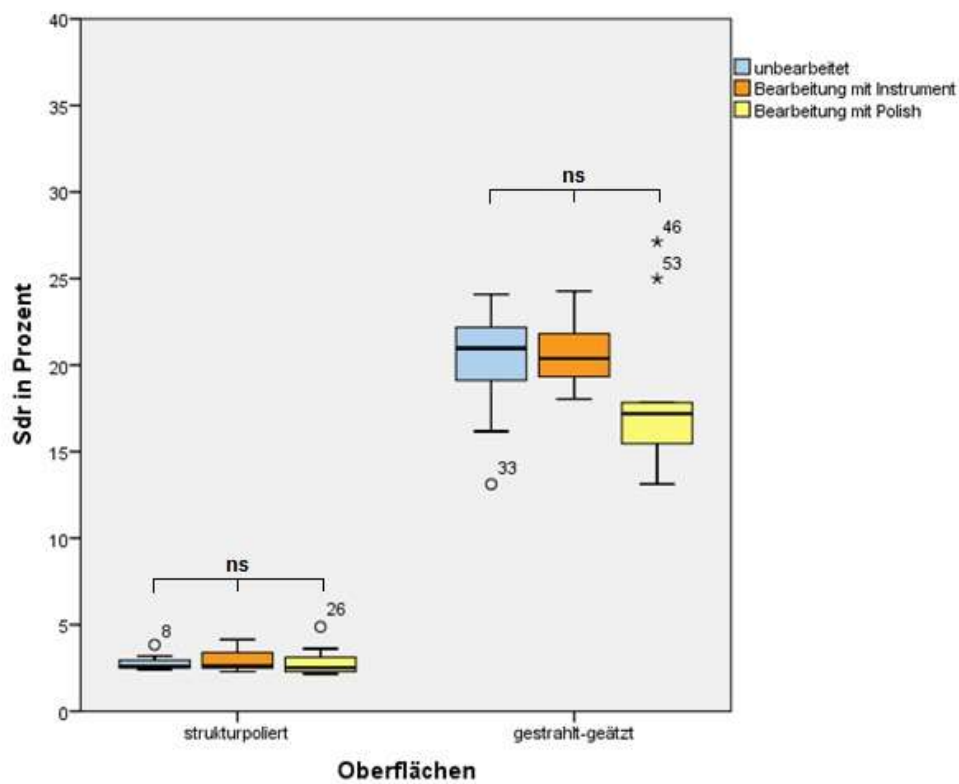


Abb. 53b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

E. Aufsatz Kohlefaser lang

Ohne Verwendung des Vector Polish fluid

Die Bearbeitung der Versuchsplättchen mit den zuvor ermittelten optimalen Anpressdrücken 1,0 N und 0,5 N zeigte rasterelektronenmikroskopisch keine arbeitsbedingten Oberflächenveränderungen (Abb. 54). Es stellten sich auf mehreren Oberflächenarten Wasserränder in Form von hellen flussbettartig verlaufende Linien dar (Abb. 54a).

Die laserprofilometrische Ermittlung der S_a -Werte ergab für die strukturpolierten Oberflächen eine nicht signifikante Differenz von 0,01 μm und für die gestrahlt-geätzten Titanoberflächen eine nicht signifikante Differenz von 0,16 μm zu den unbearbeiteten Oberflächen (vgl. Abb. 56a-b, ns, $p > 0,05$). Der S_a -Mittelwert der strukturpolierten Oberflächen lag bei 0,21 μm mit einer Standardabweichung von 0,03 μm , respektive bei 0,70 μm mit einer Standardabweichung von 0,07 μm bei den gestrahlt-geätzten Oberflächen.

Die Sdr-Mittelwerte wiesen für beide Oberflächen ebenfalls nicht signifikante Unterschiede zu den unbearbeiteten Oberflächen auf. Die strukturpolierten Titanplättchen wiesen im Mittel 0,19 % mehr Oberfläche und damit einen Sdr-Wert von durchschnittlich 3,01 % (Standardabweichung 0,83 %) als unbearbeitete Oberflächen auf. Die gestrahlt-geätzte Oberfläche wurde um 0,14 % auf 18,86 % mit einer Standardabweichung von 1,99 % verringert und somit geringfügig geglättet (vgl. Abb. 56a-b, ns, $p > 0,05$).

Die ermittelten Anpressdrücke von bis zu 1,0 N auf strukturpolierten und 0,5 N auf gestrahlt-geätzten Oberflächen wurden beibehalten.

Unter Verwendung des Vector Polish fluid

Bei der rasterelektronischen Kontrolle waren keine Bearbeitungsspuren zu sehen. Die herstellungsbedingten kreisrunden Riefungen der strukturpolierten Versuchsplättchen waren ebenso zu erkennen wie das Säureätzmuster der gestrahlt-geätzten Plättchen (Abb. 54).

Die S_a - und Sdr-Mittelwerte der unbearbeiteten und mit Fluid polish gereinigten strukturpolierten Plättchen wiesen zum Teil niedrig signifikante Differenzen auf (*, $p < 0,05$). Der durchschnittliche S_a -Wert erhöhte sich um 0,1 μm auf 0,31 μm mit einer Standardabweichung von 0,12 μm . Der Sdr-Mittelwert erhöhte sich um 3,06 % auf 5,88 % mit einer Standardabweichung von 2,69 % (Abb. 56a-b). Der Aufsatz sorgte demnach für die größten Veränderungen der Rauheitsparameter.

5. ERGEBNISSE

Auf gestrahlt-geätzter Oberfläche erhöhte sich der S_a -Mittelwert um $0,07\text{ }\mu\text{m}$ auf $0,93\text{ }\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $0,15\text{ }\mu\text{m}$, was jedoch keine signifikante Veränderung durch Bearbeitung unter Hinzunahme des Fluid polish entsprach (Abb. 56a). Der S_{dr} -Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen lag bei $20\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $3,60\text{ }\%$. Durch die Bearbeitung mit Fluid polish erfolgte eine niedrig signifikante Reduzierung von $4,48\text{ }\%$ auf durchschnittlich $15,52\text{ }\%$ mit einer Standardabweichung von $2,81\text{ }\%$ (*, $p > 0,05$) Abb. 56b). Ebenso wie bei den strukturpolierten Oberflächen, fand hier die stärkste Veränderung in Form einer Glättung der Oberfläche statt.

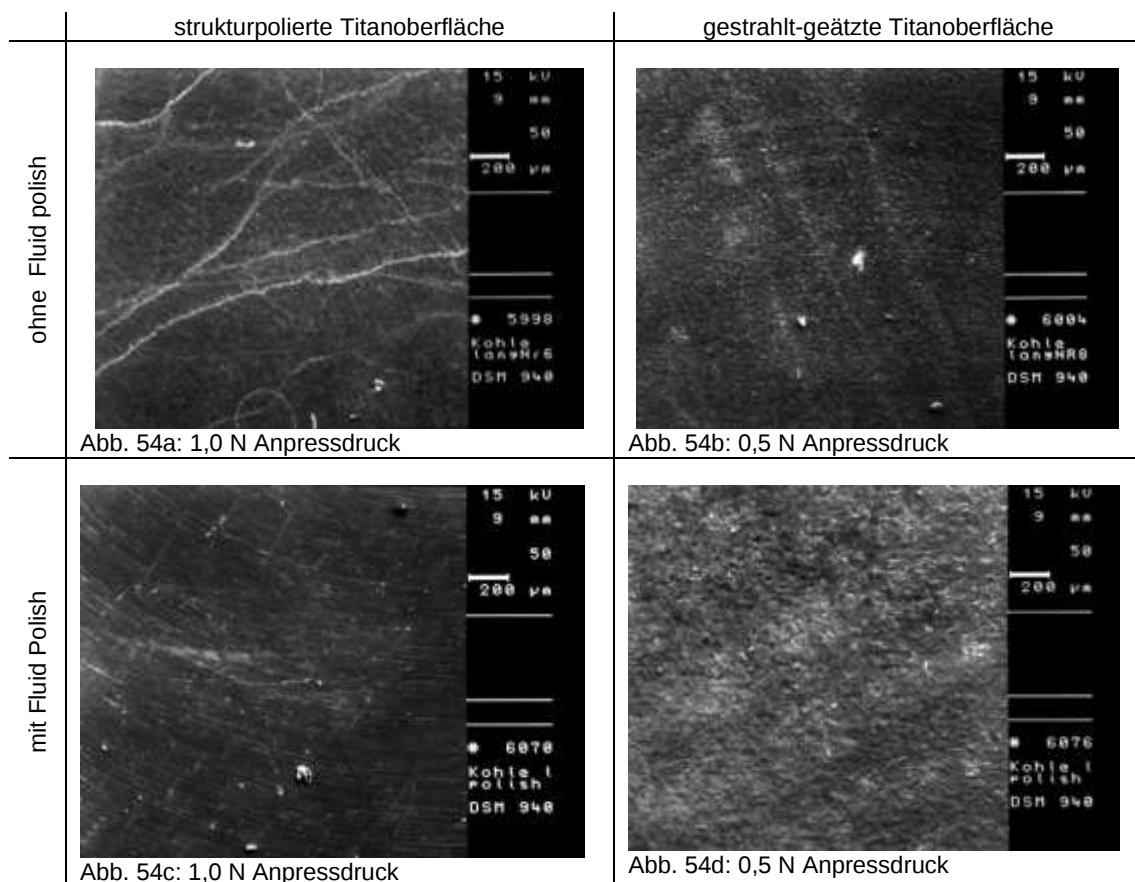


Abb. 54a-d: Aufsatz Kohlefaser lang, REM-Aufnahmen 50fache Vergrößerung

Laserprofilometrie Aufsatz Kohlefaser lang ohne Vector Fluid polish

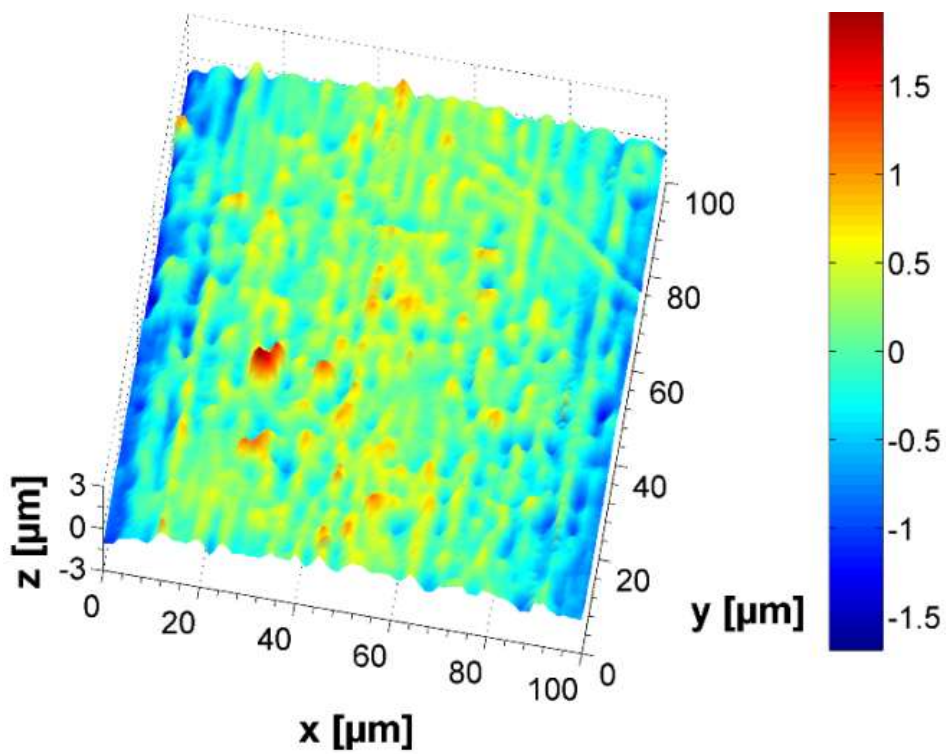


Abb. 55a: strukturierte Titanoberfläche, Anpressdruck 1,0 N

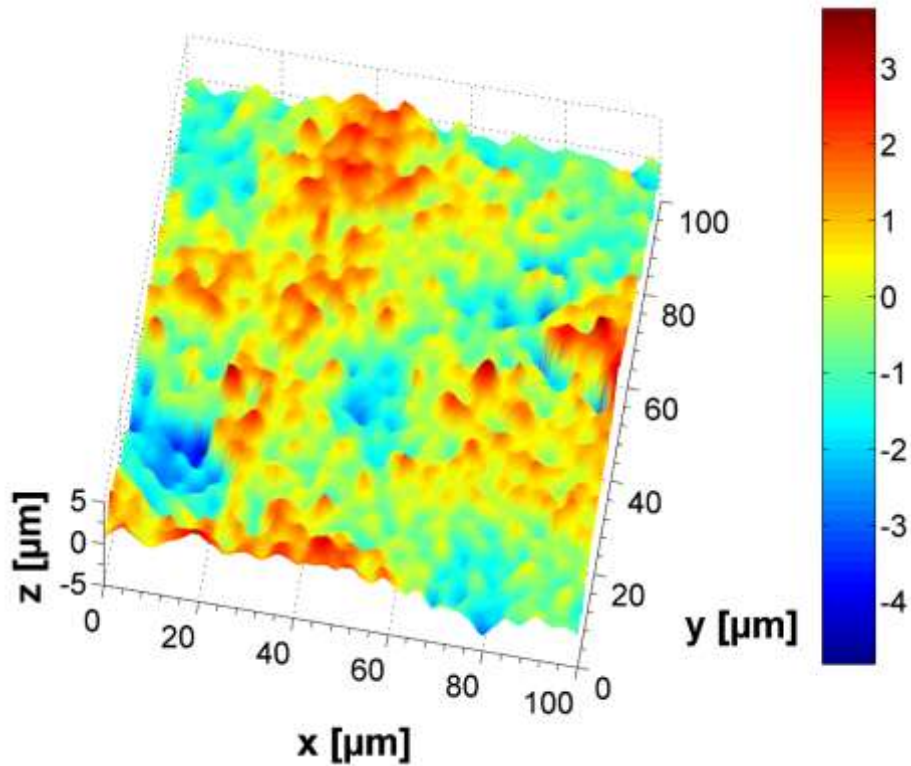


Abb. 55b: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Laserprofilometrie: Aufsatz Kohlefaser lang mit Vector Fluid polish

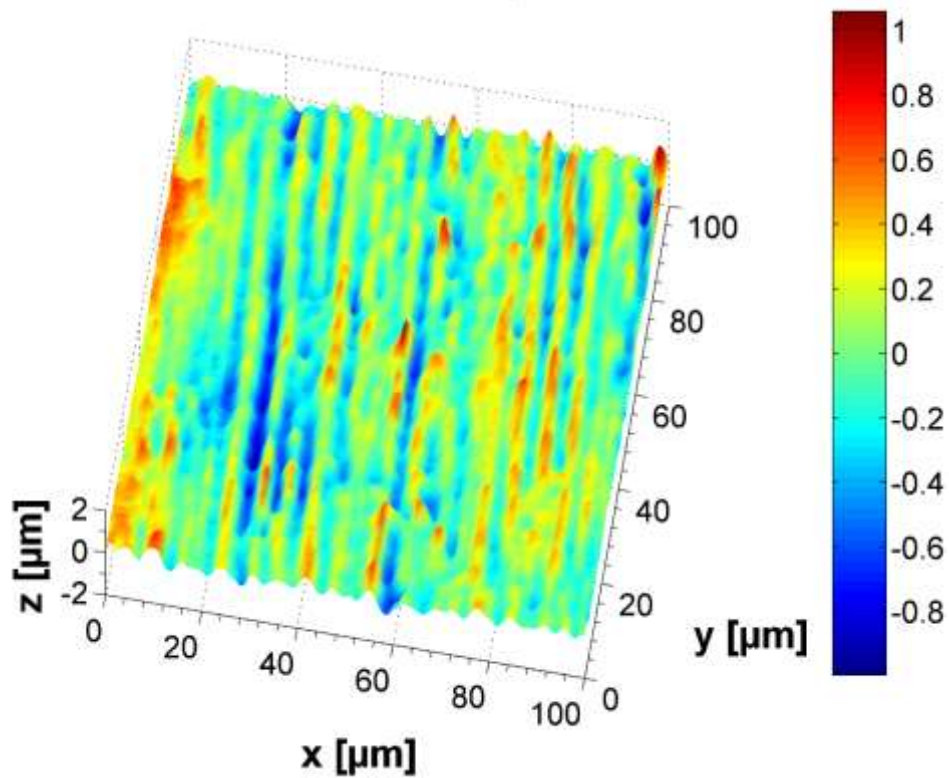


Abb. 55c: strukturierte Titanoberfläche, Anpressdruck 1,0 N

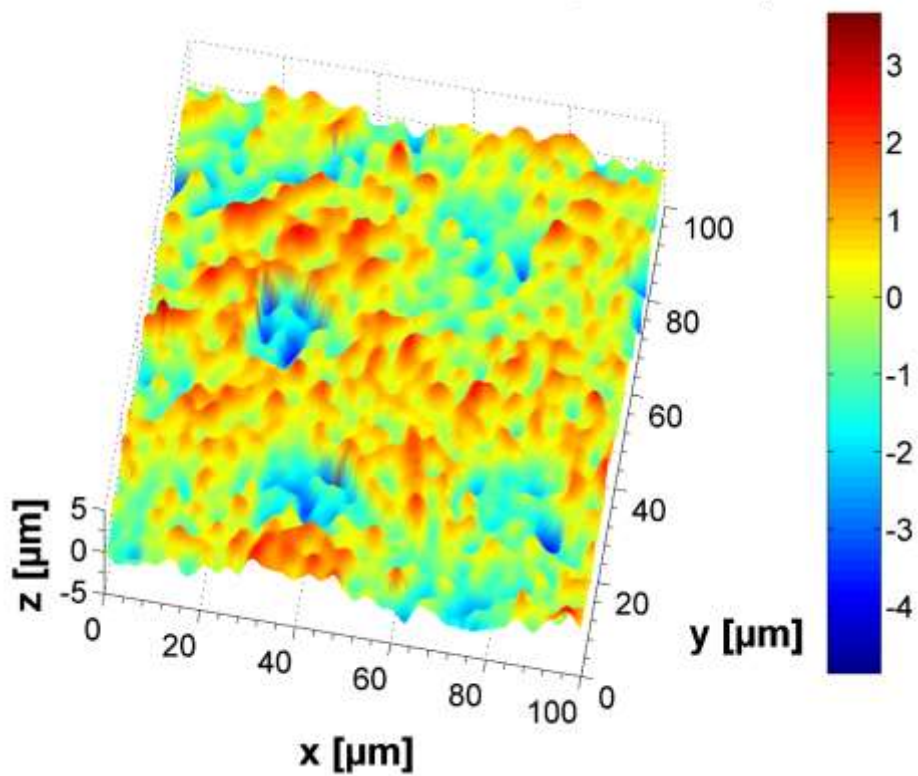


Abb. 55d: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Rauheitsparameter: Aufsatz Kohlefaser lang

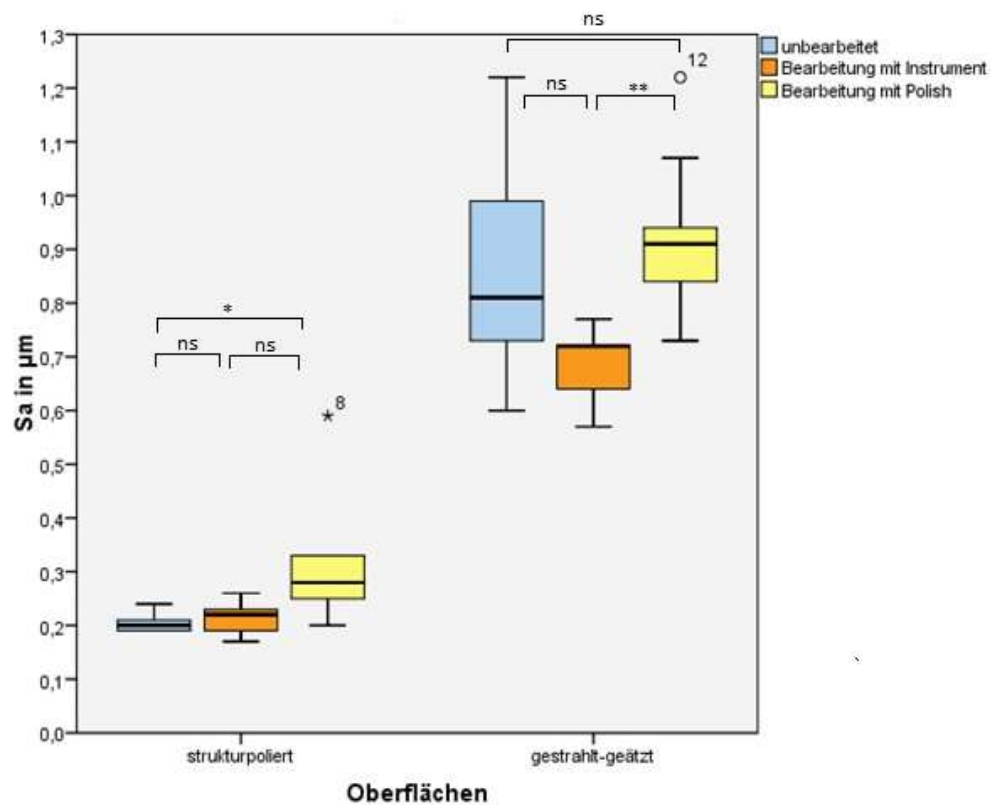


Abb. 56a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

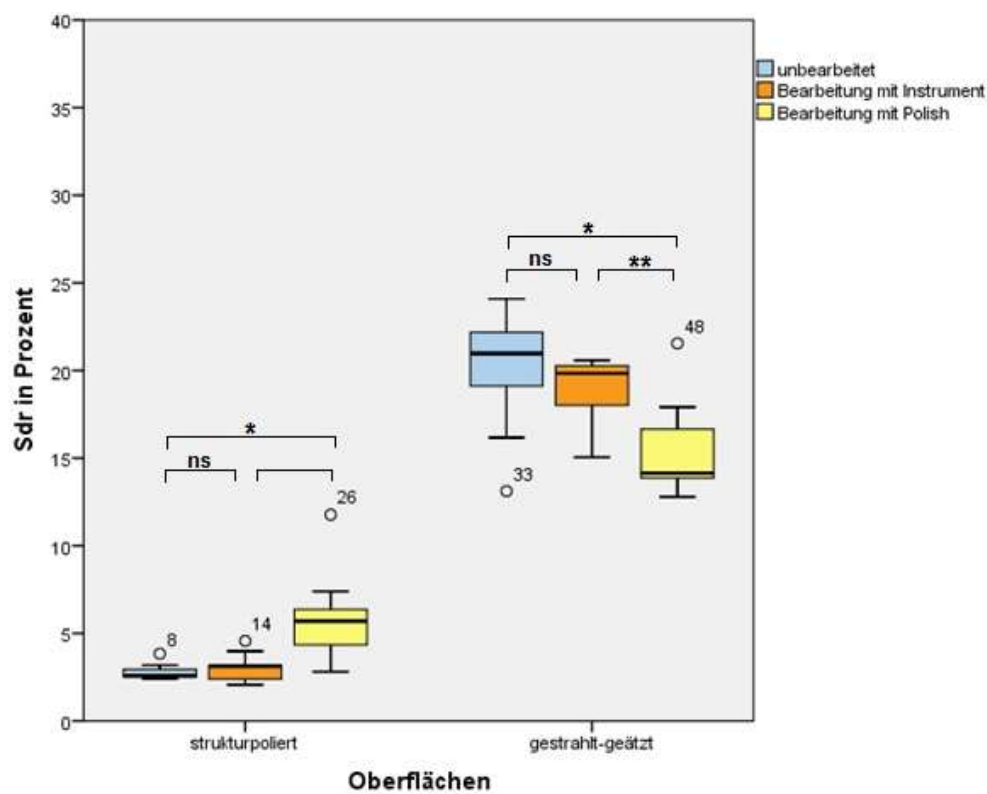


Abb. 56b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

F. Aufsatz Natur

Ohne Verwendung des Vector Polish fluid

Es stellten sich in der REM-Untersuchung keine veränderten Oberflächenbereiche dar (Abb. 57a-b). Der durchschnittliche S_a -Wert nach der Bearbeitung der strukturierten Plättchen lag unverändert bei $0,2 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,01 \mu\text{m}$). Auch der Sdr-Mittelwert von $2,95 \%$ (Standardabweichung $0,37 \%$) war gegenüber dem Mittelwert der unbearbeiteten strukturierten Plättchen von $2,82$ (Standardabweichung $0,46 \%$) nicht signifikant erhöht (vgl. Abb. 59a, ns, $p > 0,05$).

Der S_a -Mittelwert der gestrahlt-geätzten Plättchen von $0,67 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,04 \mu\text{m}$) zeigte, dass es durch die Bearbeitung zu keiner signifikanten Veränderung der Oberflächenstruktur kam, da der Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen bei $0,86 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,21 \mu\text{m}$) lag. Der Sdr-Mittelwert der gestrahlt-geätzten Oberflächen von $17,47 \%$ (Standardabweichung $1,50 \%$) zeigte eine nicht signifikante Verringerung durch die instrumentelle Reinigung im Vergleich mit dem Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen (vgl. Abb. 5.53b, ns, $p > 0,05$). Ein Anpressdruck von $0,6 \text{ N}$ für strukturierte und $0,5 \text{ N}$ für gestrahlt-geätzte Oberflächen wurde als gut befunden und weiterhin angewendet.

Unter Verwendung des Vector Polish fluid

Keines der untersuchten Titanplättchen zeigte rasterelektronenmikroskopisch Spuren der Bearbeitung (Abb. 57b-c). Der S_a -Mittelwert der mit Fluid polish gereinigten strukturierten Plättchen unterschied sich niedrig signifikant (*, $p < 0,05$) von dem der unbearbeiteten Plättchen. Der S_a -Durchschnittswert vergrößerte sich um $0,05 \mu\text{m}$ auf $0,25 \mu\text{m}$ mit einer geringen Standardabweichung von $0,06 \%$ (Abb. 59a). Der Sdr-Mittelwert der mit Polish bearbeiteten Titanoberflächen lag mit $4,33 \%$ und einer Standardabweichung von $1,54 \%$ nicht signifikant höher als auf unbearbeiteten strukturierten Oberflächen (Abb. 59b).

Der S_a -Mittelwert der mit Fluid polish gereinigten, gestrahlt-geätzten Titanoberfläche veränderte sich nicht signifikant zu dem der unbearbeiteten Vergleichsoberflächen. Er erhöhte sich von $0,86 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,21 \mu\text{m}$) auf $0,99 \mu\text{m}$ (Standardabweichung von $0,11 \mu\text{m}$) (Abb. 59b). Der Sdr-Mittelwert der mit Fluid polish gereinigten Oberflächen von $16,66 \%$ mit einer Standardabweichung von $2,43 \%$ zeigte eine niedrig signifikante Glättung des Ätzmusters im

5. ERGEBNISSE

Vergleich zum Mittelwert der unbearbeiteten Oberflächen, der bei 20,00 % mit einer Standardabweichung von 3,60 % lag (*, $p > 0,05$).

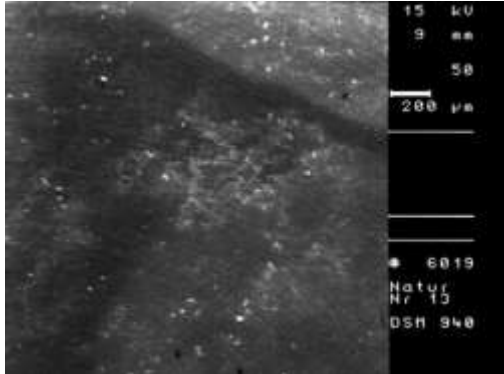
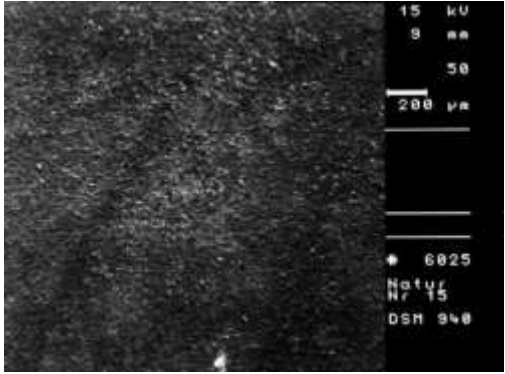
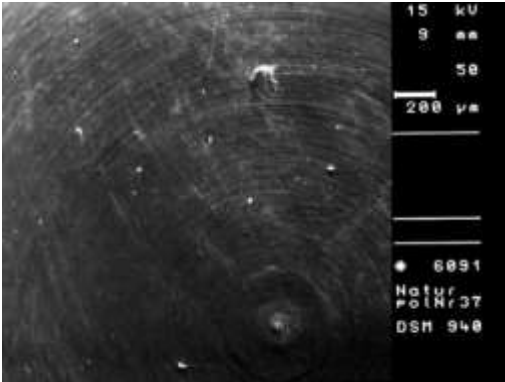
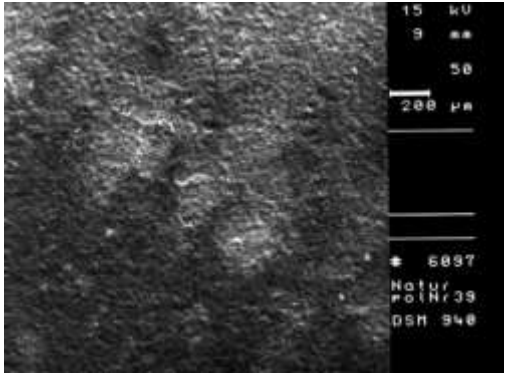
	strukturpolierte Titanoberfläche	gestrahlt-geätzte Titanoberfläche
ohne Fluid polish		
	Abb. 57a: 0,6 N Anpressdruck	Abb. 57b: 0,5 N Anpressdruck
mit Fluid Polish		
	Abb. 57c: 0,6 N Anpressdruck	Abb. 57d: 0,5 N Anpressdruck

Abb. 57a-d: Aufsatz Natur (Vector 2), REM-Aufnahmen

Laserprofilometrie: Aufsatz Natur ohne Vector Fluid polish

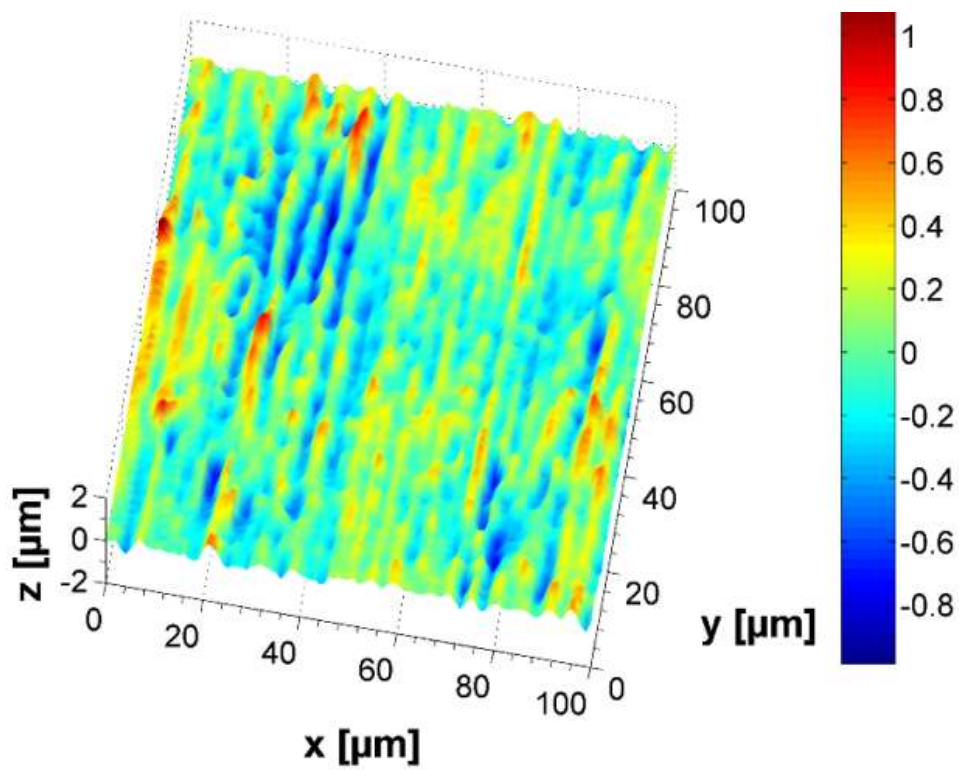


Abb. 58a: strukturierte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,6 N

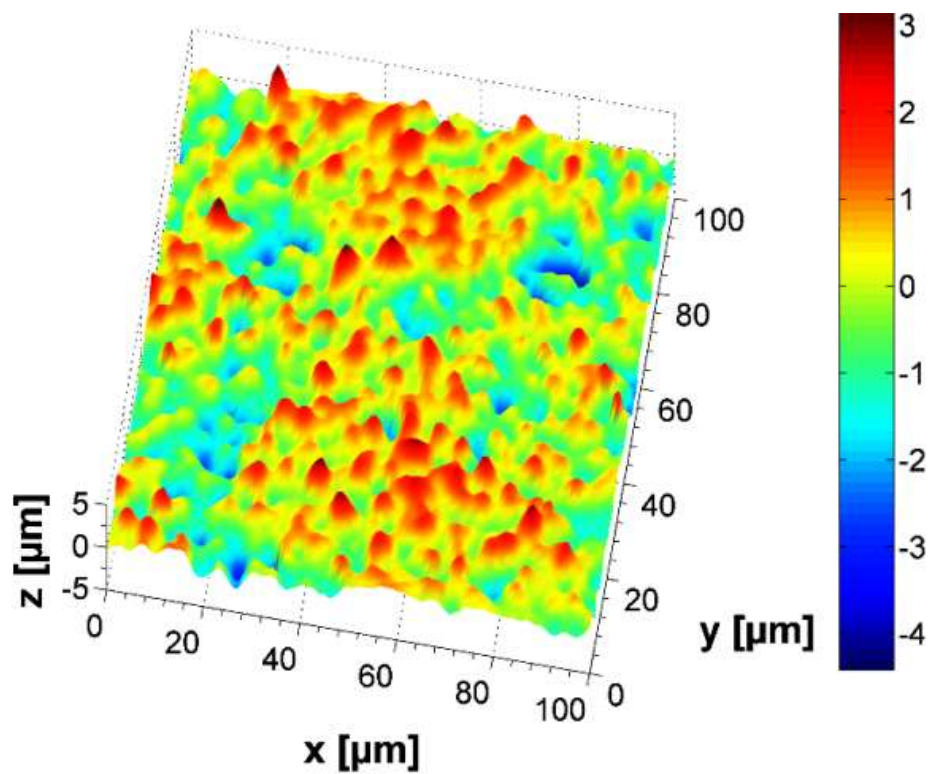


Abb. 58b: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Laserprofilometrie: Aufsatz Natur mit Vector Fluid polish

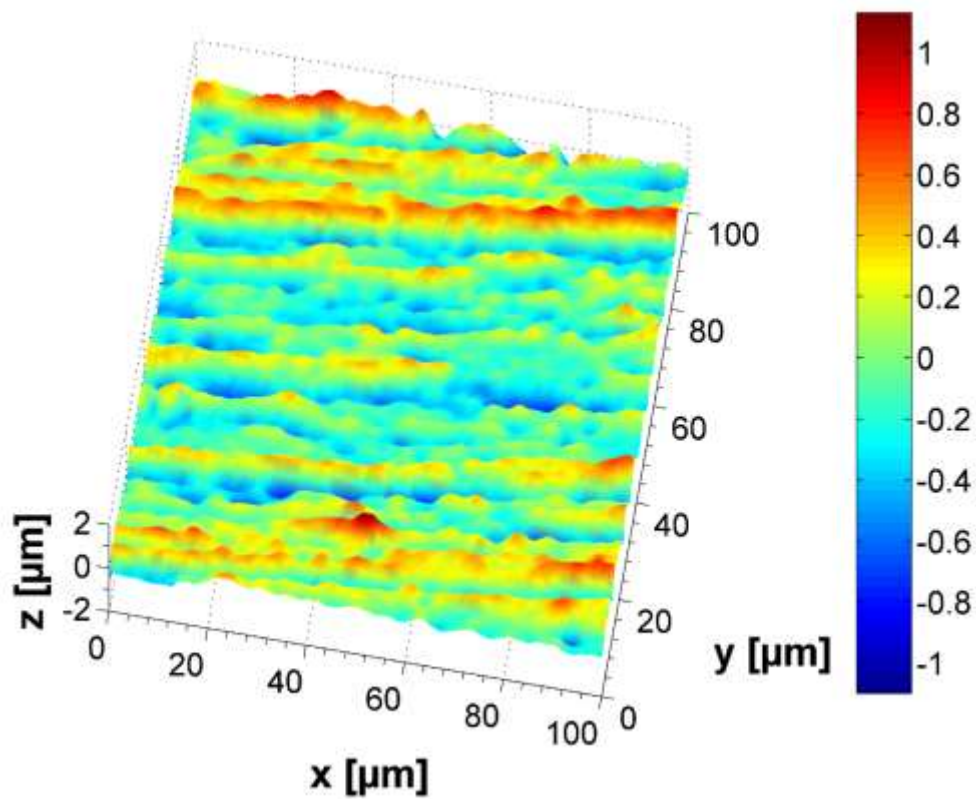


Abb. 58c: strukturierte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,6 N

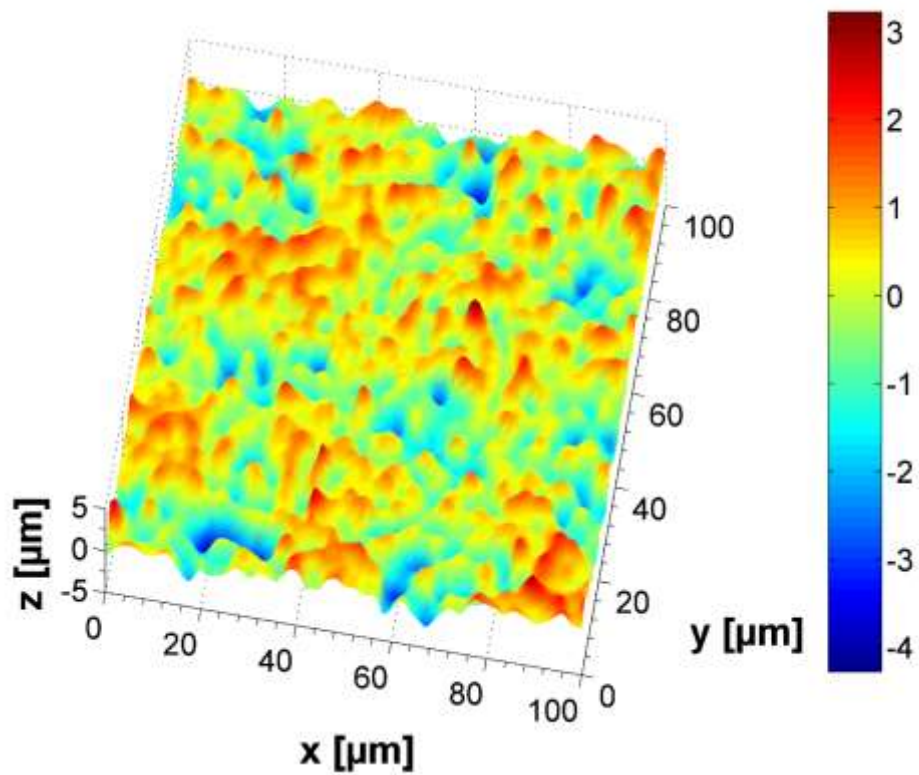


Abb. 58d: gestrahlt-geätzte Titanoberfläche, Anpressdruck 0,5 N

Rauheitsparamter: Aufsatz Natur

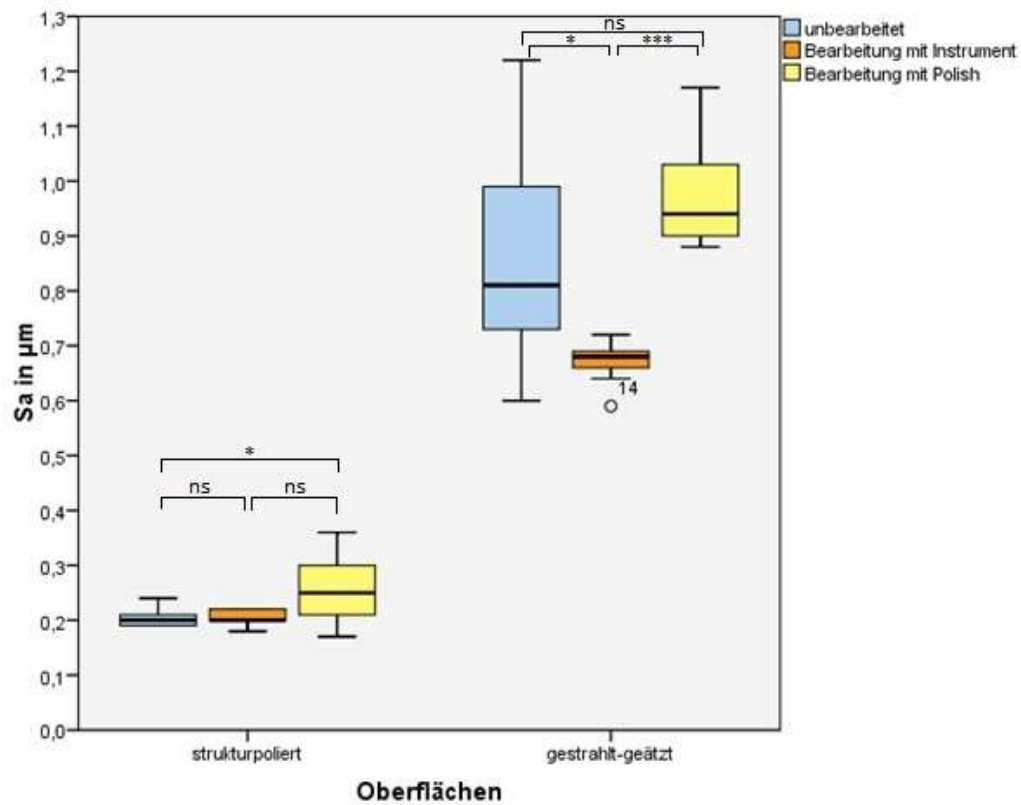


Abb. 59a: Darstellung S_a , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

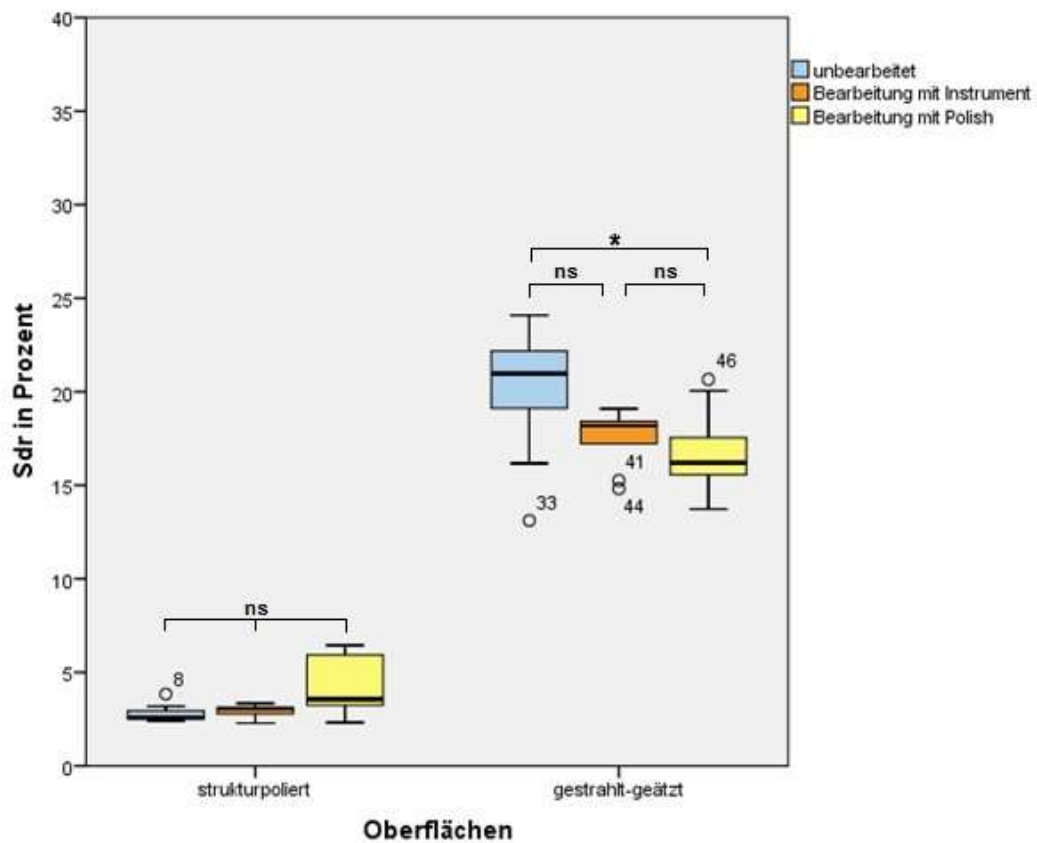


Abb. 59b: Darstellung S_{dr} , T-Test, gepaarte Stichprobe, $\alpha = 0,05$

5.3.2 Vergleich der Ergebnisse ohne Vector Fluid polish

Die im Versuchskomplex I ermittelten optimalen Anpressdrücke wurden bestätigt. Es waren licht- und rasterelektronisch keine Beschädigungen zu finden, die nachweislich von den Aufsätzen stammten. Lediglich der Aufsatz Keramik führte bei einem Anpressdruck von 0,3 N auf gestrahlt-geätzt Titanoberflächen zu einer Einebnung der Oberfläche.

Tab. 12: Mittelwerte der Rauheitsparameter S_a und S_{dr} (ohne Vector Fluid polish)

Gerät	Aufsatz	Oberfläche	Anpressdruck (N)	S_a (μm)	SA (μm)	S_{dr} (%)	SA (%)
EMS	unbearbeitet	strukturpoliert	-	0,20	0,02	2,82	0,46
	PI	strukturpoliert	2,0	0,20	0,01	2,61	0,26
KaVo	implant	strukturpoliert	2,0	0,20	0,01	2,50	0,34
Vector 2	Keramik	strukturpoliert	0,4	0,18	0,02	2,49	0,62
Vector 2	Kohlefaser kurz	strukturpoliert	1,0	0,21	0,03	2,89	0,67
Vector 2	Kohlefaser lang	strukturpoliert	1,0	0,21	0,03	3,01	0,83
Vector 2	Natur	strukturpoliert	0,6	0,20	0,01	2,94	0,37
EMS	unbearbeitet	gestrahlt-geätzt	-	0,86	0,21	20,00	3,60
	PI	gestrahlt-geätzt	0,5	0,69	0,14	18,17	9,29
KaVo	implant	gestrahlt-geätzt	0,5	0,67	0,04	17,36	2,94
Vector 2	Keramik	gestrahlt-geätzt	0,3	0,65	0,08	16,78	4,86
Vector 2	Kohlefaser kurz	gestrahlt-geätzt	0,5	0,72	0,08	20,76	2,13
Vector 2	Kohlefaser lang	gestrahlt-geätzt	0,5	0,70	0,07	18,86	1,99
Vector 2	Natur	gestrahlt-geätzt	0,5	0,67	0,04	17,47	1,50

Strukturpolierte Titanoberflächen

Die mittlere Rauheit S_a eines unbearbeiteten strukturpolierten Titanplättchen lag im Durchschnitt bei 0,20 μm und einer Standardabweichung von 0,02 μm (vgl. Tab. 12). Die Kontrollgruppen EMS und KaVo, sowie die untersuchten Aufsätze Kohlefaser kurz und Natur wiesen die gleichen Werte auf. Der S_a -Mittelwert für den Aufsatz Keramik lag mit 0,18 μm (Standardabweichung 0,2 μm) leicht unter dem der unbearbeiteten Plättchen und der Mittelwert der Plättchen, die mit dem Aufsatz Kohlefaser lang bearbeitet wurden, lag bei mit 0,21 μm (Standardabweichung 0,03 μm) leicht über dem der unbearbeiteten Plättchen. Es waren demnach keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den mit dem jeweiligen Aufsatz bearbeiteten strukturpolierten Plättchen und den unbearbeiteten strukturpolierten Plättchen hinsichtlich des S_a festzustellen. Auch die Untersuchungsgruppen wiesen untereinander keine signifikanten Zusammenhänge

5. ERGEBNISSE

auf ($p > 0,05$) (vgl. Abb. 60). Die Standardabweichungen waren bei allen Aufsätzen gering (siehe Tab. 12).

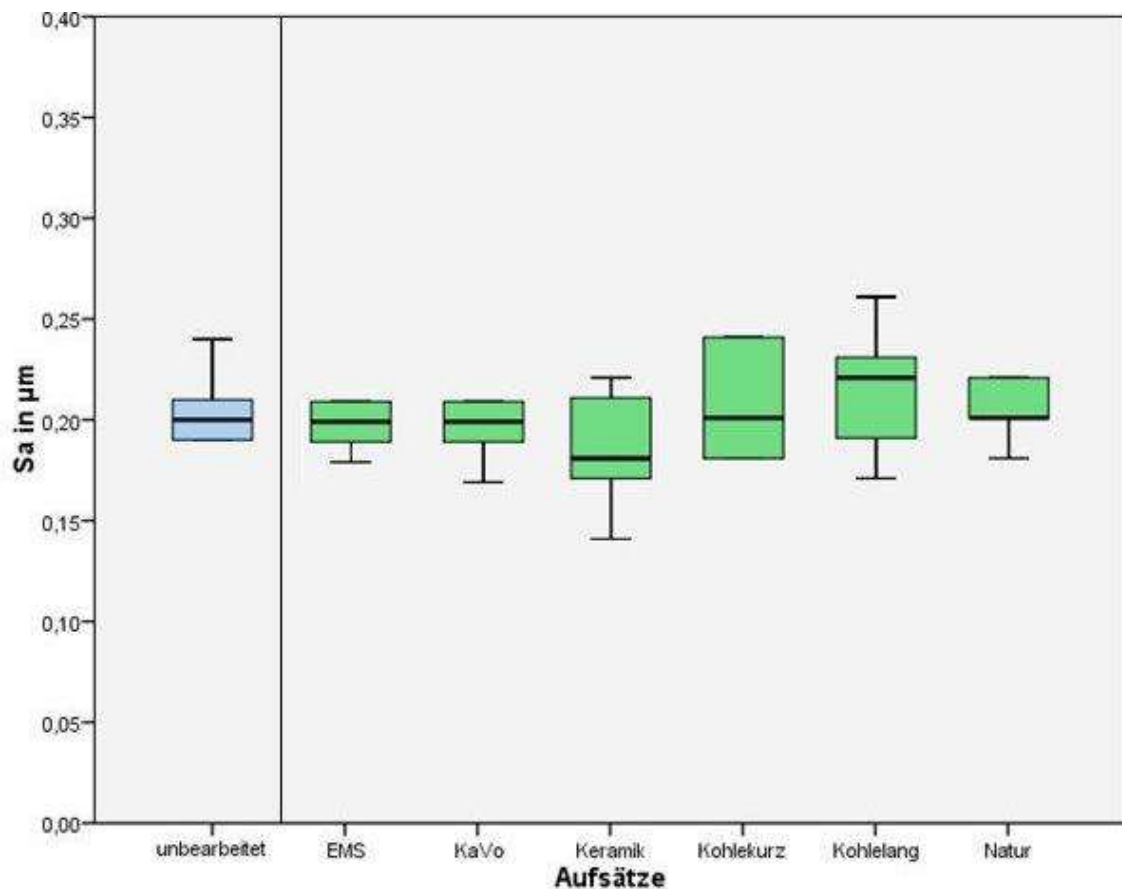


Abb. 60: Vergleich S_a -Werte auf strukturierten Oberflächen, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Der Sdr-Mittelwert der unbearbeiteten strukturierten Plättchen lag bei 2,82 % (Standardabweichung 0,46 %). Die gemessenen Mittelwerte der Plättchen, die mit den Geräten der Kontrollgruppen EMS und KaVo bearbeitet wurden, lagen mit 2,61 % (Standardabweichung 0,26 %) und 2,53 % (Standardabweichung 0,34 %), ebenso wie die, die mit dem Aufsatz Keramik des Vector 2 bearbeitet wurden, mit 2,49 % (Standardabweichung 0,62 %) leicht darunter. Die Oberflächen wurden durch die Bearbeitung geringfügig geglättet. Die Plättchen, die mit den Aufsätzen Kohlefaser kurz, Kohlefaser lang und Natur bearbeitet wurden, wiesen Sdr-Mittelwerte von 2,98 % (Standardabweichung 0,67 %) und 3,02 % (Standardabweichung 0,83 %) auf, waren also geringfügig höher, als der Wert der unbearbeiteten Plättchen. Hier hat sich die Oberfläche demnach minimal vergrößert. Es sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den unbearbeiteten

5. ERGEBNISSE

Plättchen und den instrumentell bearbeiteten Plättchen, sowie unter den Untersuchungsgruppen zu erkennen (vgl. Abb. 61). Die Standardabweichungen der Sdr-Mittelwerte waren bei allen Aufsätzen gering (siehe Tab. 12).

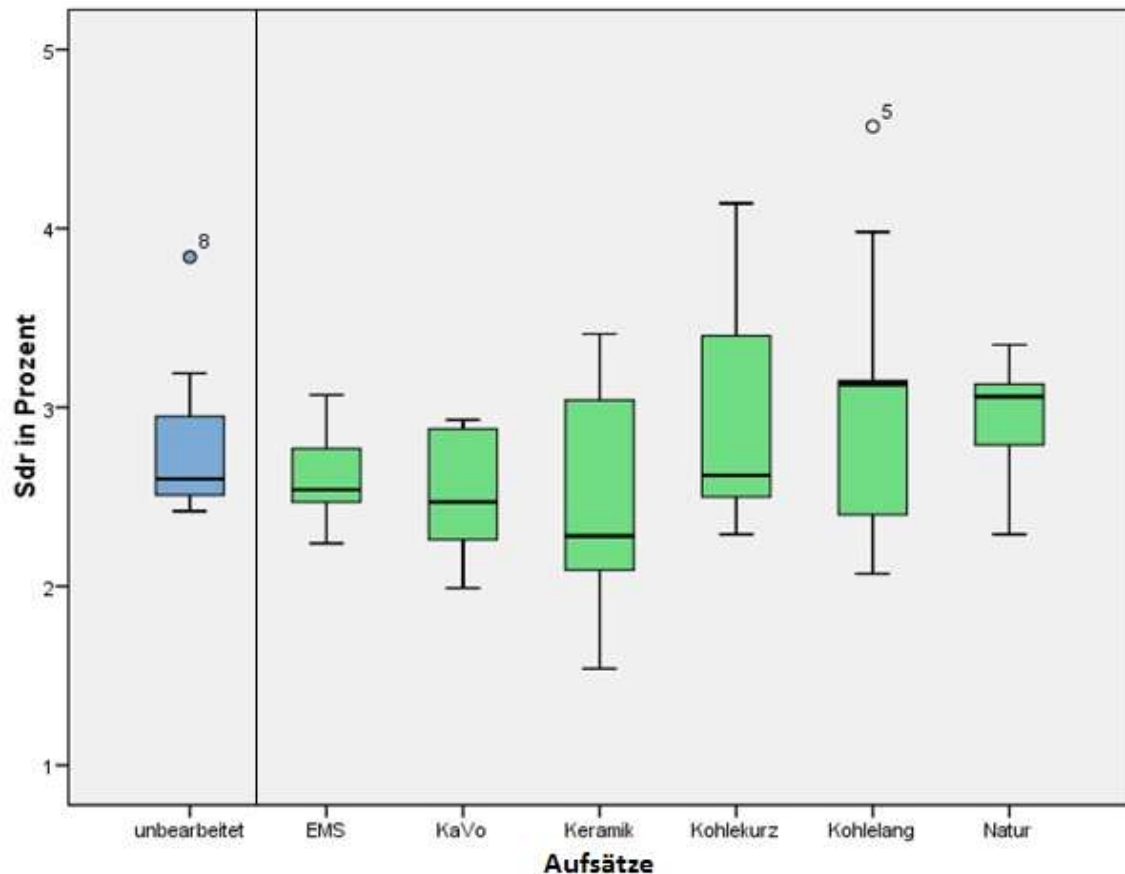


Abb. 61: Vergleich Sdr-Werte auf strukturpolierter Oberfläche, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Die Rauigkeitskenngröße S_a der gestrahlt-geätzten Oberfläche stellte sich heterogener dar. Der S_a -Mittelwert der unbearbeiteten Proben lag bei $0,86 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,21 \mu\text{m}$). Die mit den Aufsätzen Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang bearbeiteten Plättchen wiesen S_a -Mittelwerte von $0,73 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,08 \mu\text{m}$) und $0,69 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,07 \mu\text{m}$) auf. Die Unterschiede waren nicht signifikant. Auch die mit den Aufsätzen aus den Kontrollgruppen EMS und KaVo bearbeiteten Plättchen wiesen S_a -Durchschnittswerte von $0,69 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,14 \mu\text{m}$) und $0,68 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,04 \mu\text{m}$) auf. Die mittels Vector-2-Aufsätzen Natur und Keramik bearbeiteten Plättchen wiesen S_a -Mittelwerte von $0,67 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,04 \mu\text{m}$) und $0,65 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,08 \mu\text{m}$) auf. Zwischen

5. ERGEBNISSE

diesen Aufsätzen und den unbearbeiteten Plättchen beschreiben die Buchstaben in Abb. 62 eine signifikante Differenz (**, $p < 0,01$). Die Untersuchungsgruppen untereinander wiesen keine signifikanten Unterschiede auf (ns, $p > 0,05$). Die Standardabweichungen waren bei allen Versuchsgruppen gering (siehe Tab. 12).

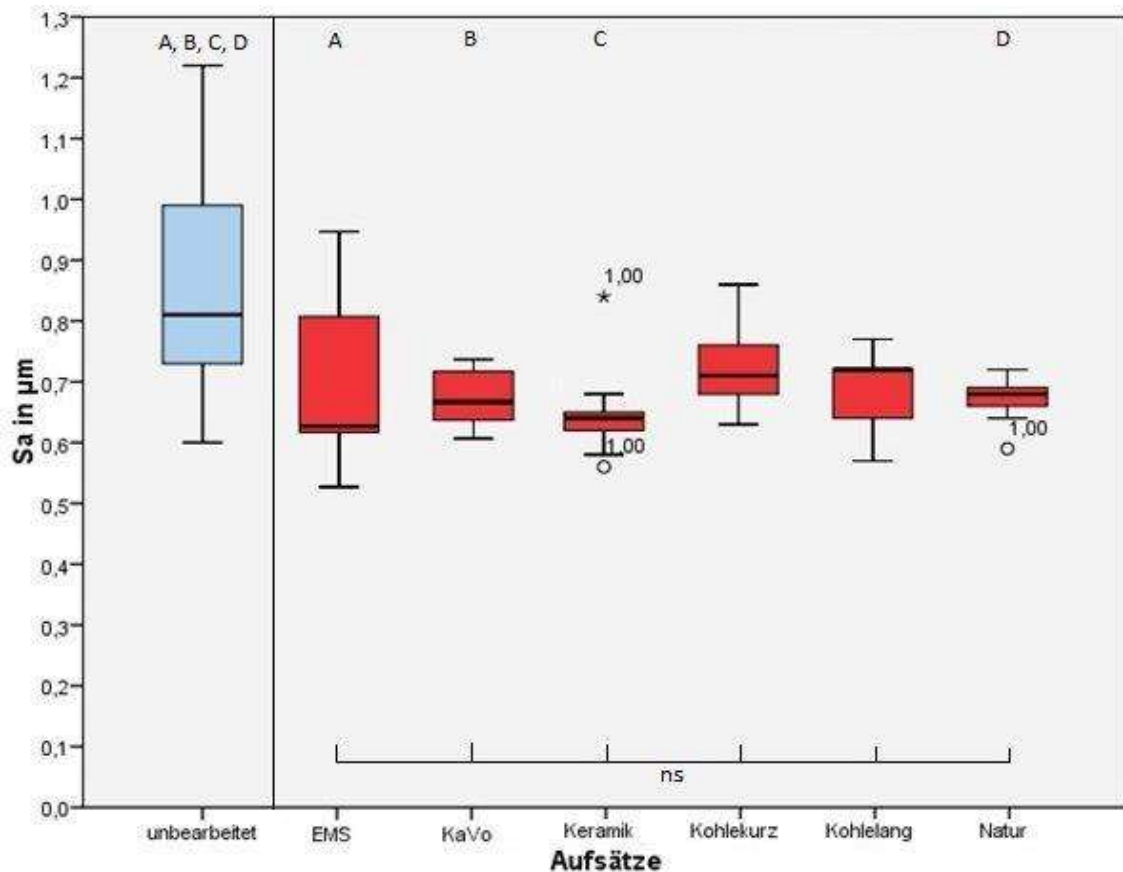


Abb. 62: Vergleich S_a -Werte auf gestrahlt-geätzter Oberfläche, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Der Mittelwert der zweiten Rauigkeitskenngröße, die Surface Area Ratio (Sdr), lag bei den unbearbeiteten gestrahlt-geätzten Plättchen bei 20 % (Standardabweichung 3,60 %) und damit etwa sieben Mal höher als bei den strukturierten Plättchen. Mit Ausnahme des Aufsatzes Kohlefaser kurz lagen die Sdr-Mittelwerte aller mittels Aufsätzen bearbeiteten Plättchen zwischen 16,78 % und 18,86 %. Dies wies im Vergleich zu den unbearbeiteten Titanoberflächen auf eine nicht signifikante, geringfügige Glättung der Oberfläche hin (vgl. Abb. 63, ns, $p > 0,05$). Der Aufsatz Keramik zeigte die stärkste Glättung der Oberfläche. Auch die Mittelwerte der mittels der verschiedenen Aufsätze bearbeiteten Plättchen wiesen untereinander keine signifikanten Veränderungen auf. Die mit dem Aufsatz Kohlefaser kurz bearbeiteten Plättchen hatten einen Sdr-Mittelwert von 20,76 %

5. ERGEBNISSE

(Standardabweichung 2,13 %) und waren damit nicht signifikant rauer, als die unbearbeiteten Oberflächen. Auffällig war der Aufsatz PI (EMS). Eine Bearbeitung mit diesem Aufsatz führte zu einem Sdr-Mittelwert von 18,17 % bei einer hohen Standardabweichung von 9,29 %. Die vergleichsweise hohe Streuung war auf zwei Ausreißer-Messwerte von 38,03 % und 28,77 % zurückzuführen.

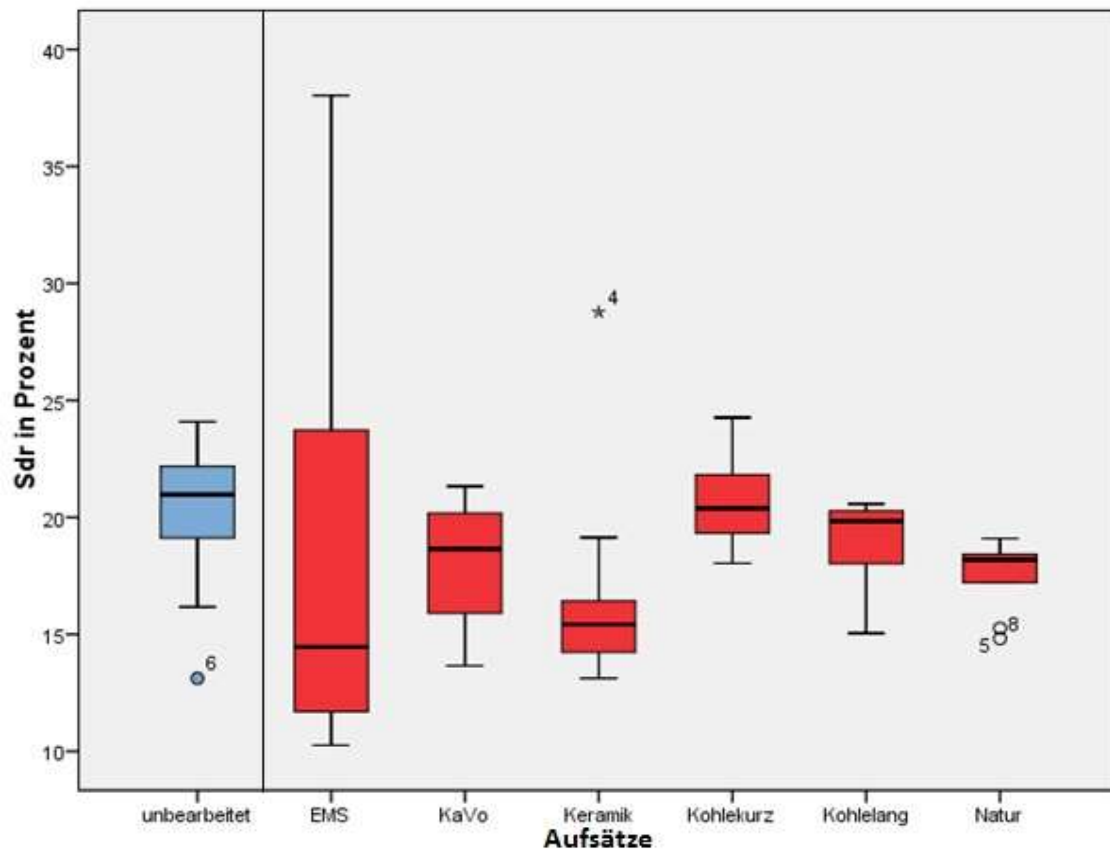


Abb. 63: Vergleich Sdr-Werte auf gestrahlt-geätzter Oberfläche, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

5.3.3 Vergleich der Ergebnisse unter Verwendung des Vector Fluid polish

Es zeigten sich licht- und rasterelektronisch kaum nachweisbare Bearbeitungsspuren. Lediglich beim Aufsatz Keramik zeigte sich eine auffällige Veränderung in Form einer Glättung des typischen Ätzmusters bei 0,3 N Anpressdruck.

Tab. 13 fasst alle ermittelten Werte zusammen.

Tab. 13: Mittelwerte der Rauheitsparameter S_a und S_{dr} mit Vector Fluid polish

Gerät	Aufsatz	Oberfläche	Anpressdruck (N)	S_a (μm)	SA (μm)	S_{dr} (%)	SA (%)
	unbearbeitet	strukturpoliert	-	0,20	0,02	2,82	0,46
Vector 2	Keramik	strukturpoliert	0,4	0,26	0,10	4,20	2,20
Vector 2	Kohlefaser kurz	strukturpoliert	1,0	0,24	0,13	2,89	0,89
Vector 2	Kohlefaser lang	strukturpoliert	1,0	0,31	0,12	5,88	2,69
Vector 2	Natur	strukturpoliert	0,6	0,25	0,06	4,33	1,54
	unbearbeitet	gestrahlt-geätzt	-	0,86	0,21	20,00	3,60
Vector 2	Keramik	gestrahlt-geätzt	0,3	0,95	0,13	17,13	2,34
Vector 2	Kohlefaser kurz	gestrahlt-geätzt	0,5	1,05	0,23	18,12	4,83
Vector 2	Kohlefaser lang	gestrahlt-geätzt	0,5	0,93	0,15	15,52	2,81
Vector 2	Natur	gestrahlt-geätzt	0,5	0,99	0,11	16,66	2,43

Strukturpolierte Titanoberflächen

Es gab, bezogen auf die S_a -Mittelwerte, keine signifikante Differenz zwischen den unbearbeiteten Plättchen und den bearbeiteten Plättchen einer strukturpolierten Oberfläche unter Verwendung des Vector Fluid polish ($p > 0,05$). Die unbearbeiteten Versuchsplättchen wiesen einen S_a -Mittelwert von $0,2 \mu\text{m}$ mit einer geringen Standardabweichung von $0,02 \mu\text{m}$ auf. Die mit den Aufsätzen Kohlefaser kurz und Natur bearbeiteten Versuchsoberflächen wiesen lediglich einen Zuwachs von $0,04 \mu\text{m}$, bzw. $0,05 \mu\text{m}$ auf. Der arithmetische Mittenrauwert S_a der mit den Aufsätzen Keramik und Kohlefaser lang bearbeiteten Oberflächen lag bei $0,26 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,10 \mu\text{m}$), bzw. $0,31 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,12 \mu\text{m}$) (vgl. Abb. 64).

5. ERGEBNISSE

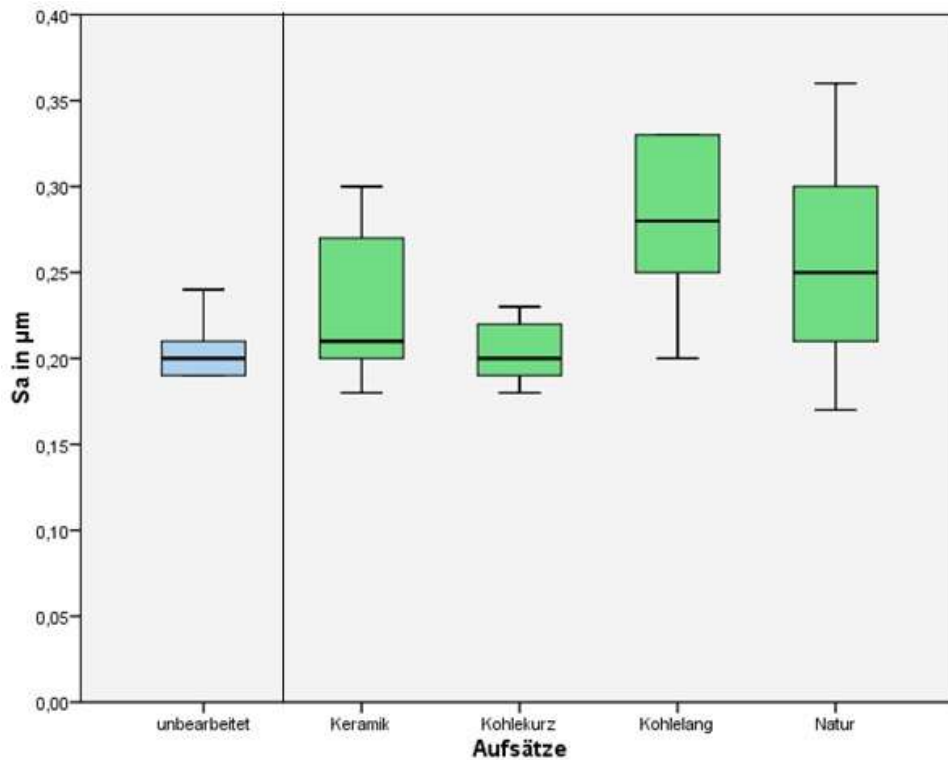


Abb. 64: grafische Darstellung S_a , einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Der Sdr-Mittelwert der unbearbeiteten strukturierten Titanoberflächen lag bei 2,82 % (Standardabweichung 0,46 %). Die Oberfläche ausgedrückt durch den Sdr-Mittelwert der bearbeiteten Plättchen unter Zuhilfenahme des Fluid polish vergrößerte sich beim Aufsatz Kohlefaser kurz nicht signifikant auf 2,89 % (Standardabweichung 0,89 %) und beim Aufsatz Keramik nicht signifikant auf 4,20 % (Standardabweichung 2,20 %) im Vergleich zu unbearbeiteten strukturierten Oberflächen. Der Sdr-Mittelwert stieg bei den mit den Aufsätzen Natur und Kohlefaser lang unter Verwendung des Vector Fluid polish gereinigten Oberflächen niedrig signifikant (*, $p > 0,05$), bzw., signifikant (**, $p < 0,01$) im Vergleich zu unbearbeiteten Titanoberflächen an und lag letztlich zwischen 4,33 % (Standardabweichung 1,54 %) und 5,88 % (Standardabweichung 2,69 %) (vgl. Abb. 65). Es kam zu einer Vergrößerung der tatsächlichen Oberfläche.

5. ERGEBNISSE

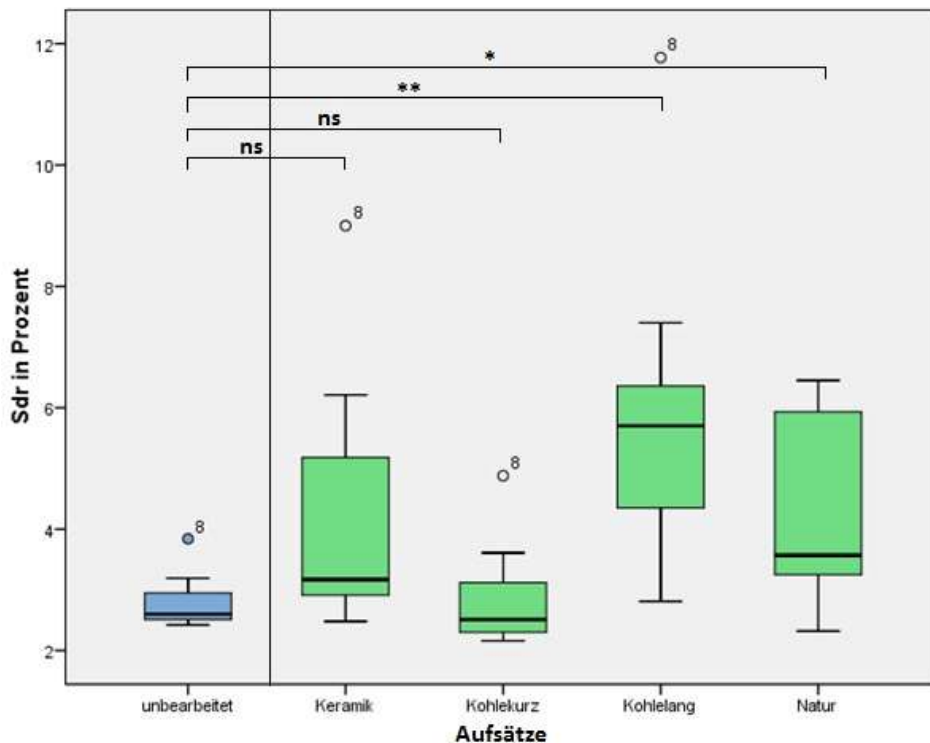


Abb. 65: grafische Darstellung Sdr, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Der arithmetische Mittelrauwert S_a lag bei den unbearbeiteten gestrahlt-geätzten Oberflächen bei $0,86 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,21 \mu\text{m}$). Es konnten auch bei den gestrahlt-geätzten Titanoberflächen nach der Reinigung mittels Vector Fluid polish keine signifikanten Unterschiede zu den unbearbeiteten Oberflächen festgestellt werden (vgl. Tab. 13). Die Bearbeitung mit allen Aufsätzen führte jedoch zu einer leichten Vergrößerung des jeweils ermittelten S_a -Mittelwertes. Die kleinste Veränderung zeigte sich mit einem Zuwachs von $0,07 \mu\text{m}$ beim Aufsatz Kohlefaser lang, der größte Zuwachs von $0,19 \mu\text{m}$ beim Aufsatz Kohlefaser kurz (vgl. Abb. 66).

5. ERGEBNISSE

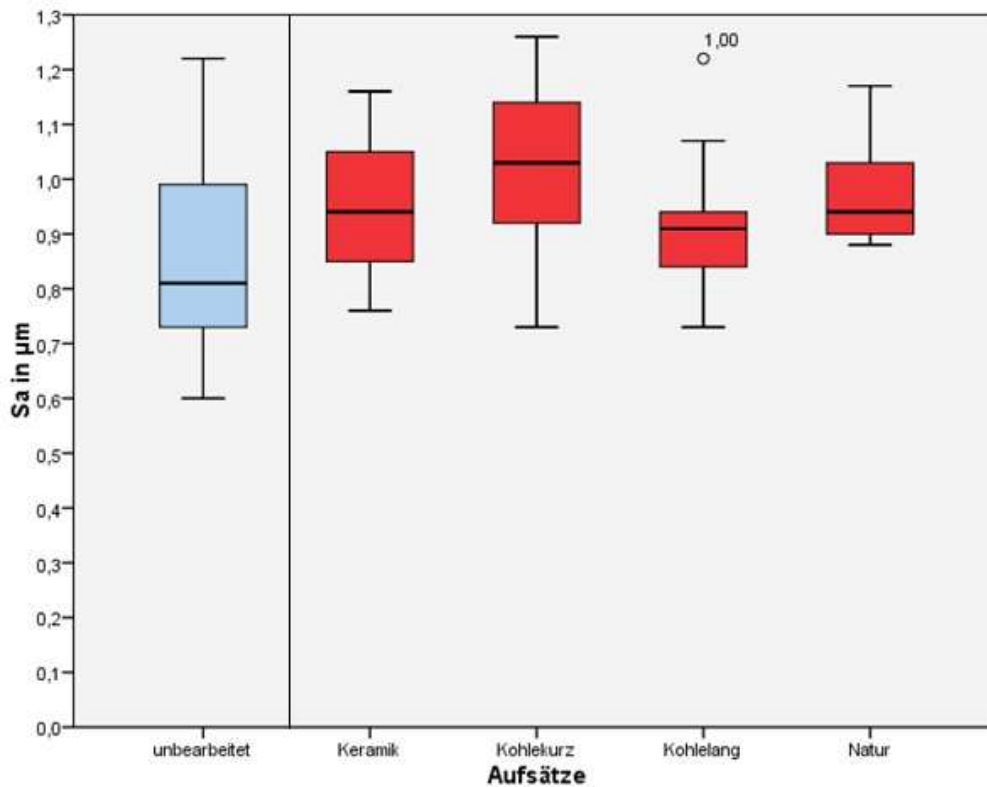


Abb. 66: grafische Darstellung S_a , einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Der Sdr-Mittelwert der unbearbeiteten gestrahl-geätzten Titanoberflächen lag bei 20 % (Standardabweichung 3,60 %). Es konnten nach der instrumentellen Reinigung unter Zuhilfenahme des Vector Fluid polish nicht signifikante Oberflächenverringerungen bei den Aufsätzen Kohlefaser kurz und Keramik nachgewiesen werden. Die Sdr-Mittelwerte der Aufsätze Keramik und Kohlefaser kurz lagen bei 17,13 % (Standardabweichung 2,34 %) und 18,12 % (Standardabweichung 4,83 %) und waren damit geringfügig geringer, als der Mittelwert der unbearbeiteten Plättchen (vgl. Abb. 67). Die Bearbeitung mit den Aufsätzen Kohlefaser lang und Natur führten ebenfalls zu einer Abtragung des typischen Ätzmusters. Erkennbar war dies auch an den Sdr-Mittelwerten, die sich im Vergleich zu unbehandelten Oberflächen niedrig signifikant (*, $p > 0,05$) auf 16,66 % (Standardabweichung 2,43 %) beim Aufsatz Natur und auf 15,52 % (Standardabweichung 2,81 %) beim Aufsatz Kohlefaser lang verringerten.

5. ERGEBNISSE

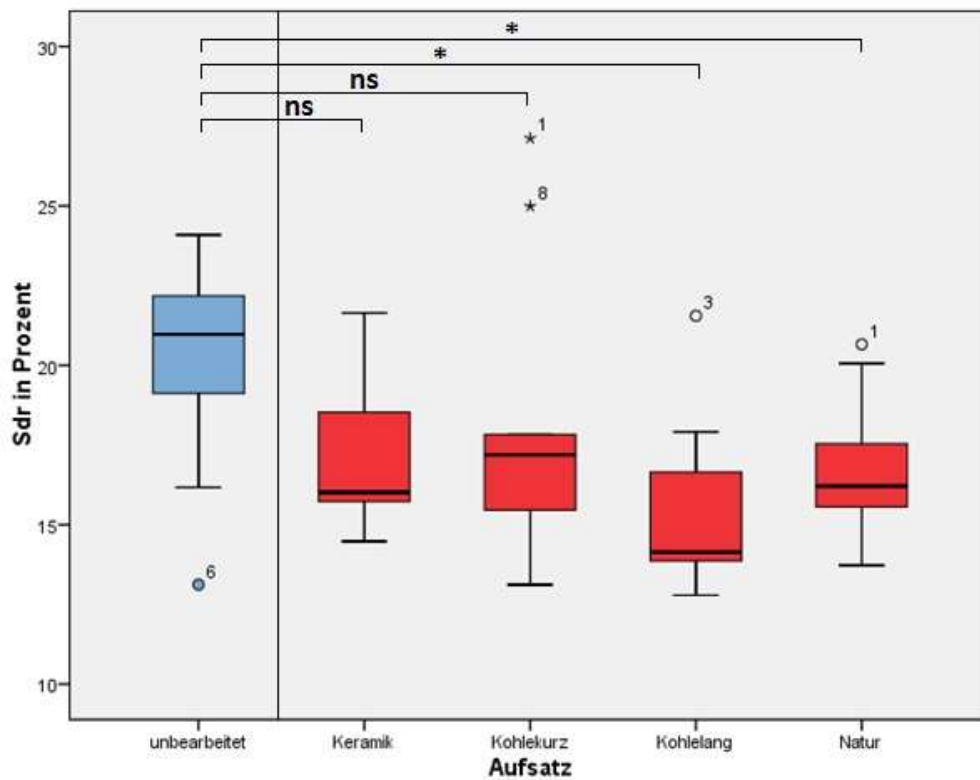


Abb. 67: grafische Darstellung Sdr, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

5.4 Versuchskomplex III „Ermittlung der Reinigungseffektivität“

Zur Ermittlung der Reinigungseffektivität wurden die im Rahmen des ersten Versuchskomplexes bestimmten optimalen Anpressdrücke verwendet und die Plättchen vom Bakterienbewuchs gereinigt (siehe Tabelle 11). Anschließend wurde computergestützt berechnet, wie viel des Bewuchses durch die Bearbeitung entfernt werden konnte.

Unbearbeitete strukturierte und gestrahl-geätzte Titanoberflächen mit gefärbtem Bakterienbewuchs (Kontrollgruppe)

Die unbearbeiteten strukturierten Titanoberflächen zeigten einen Bakterienbewuchs von durchschnittlich 42,31 % mit einer hohen Standardabweichung von 24,70 % der Gesamtfläche. Bei den gestrahl-geätzten Titanplättchen lag der Bewuchs mit durchschnittlich 51,37 % mit einer geringeren Standardabweichung von 9,80 % etwas höher.

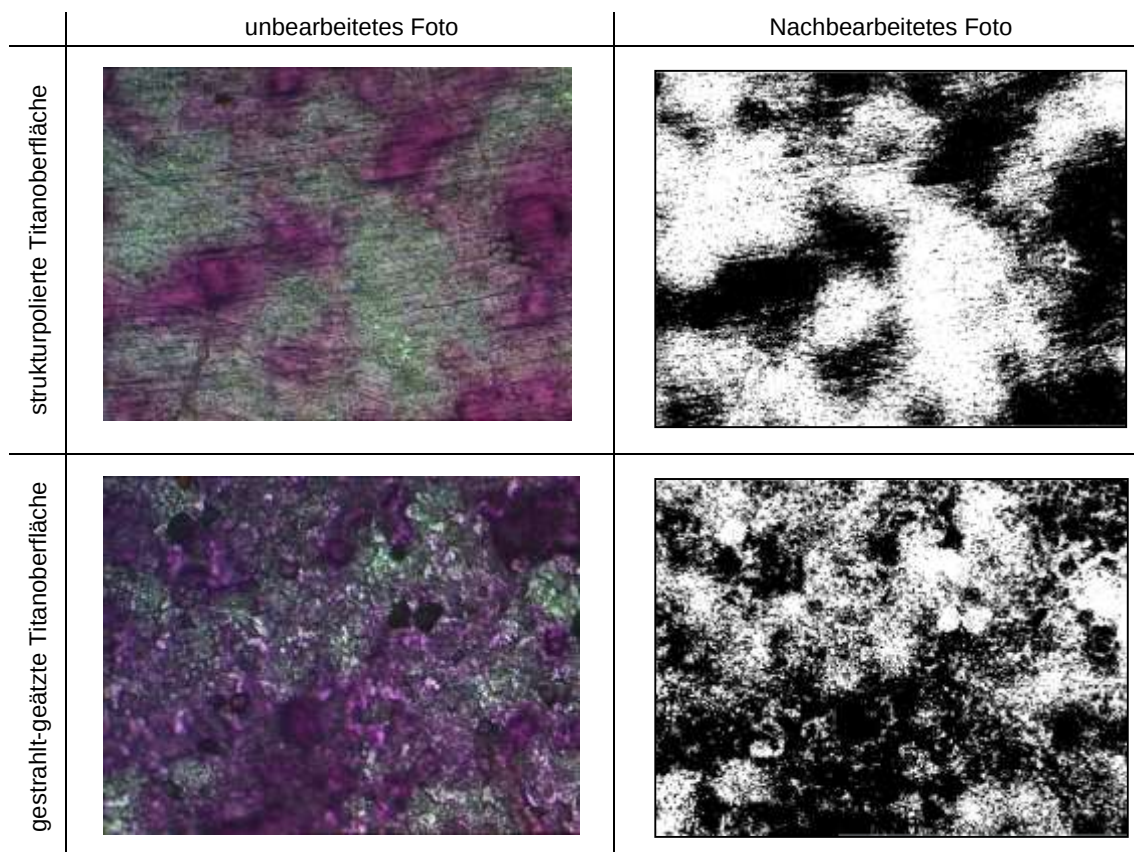


Abb. 68: unbearbeitete Kontrollplättchen, LM, 20fache Vergrößerung, links unbearbeitet, rechts computerbearbeitet zur Pixelzählung

5.4.1 Vergleich der Ergebnisse ohne Verwendung des Vector Fluid Polish

Die insgesamt sechs Serien von je fünf strukturierten und fünf gestrahl-geätzten Plättchen zur Simulation der Implantatoberflächen wurden computergestützt ausgewertet (vgl. 4.3.3 „Versuchskomplex III: „Reinigungseffektivität“) Zur Berechnung des Restplaque-Quotienten wurde der Durchschnitt der je 25 Aufnahmen pro Versuchsreihe gebildet. Dabei konnten folgende Ergebnisse festgehalten werden (Tab. 14):

Tab. 14: Tabelle zur Übersicht der Restplaque (ohne Vector Fluid Polish)

Gerät	Aufsatz	Restplaque (%) strukturierte Oberfläche	SA (%)	Restplaque (%) gestrahl-geätzte Oberfläche	SA (%)
unbearbeitet	unbearbeitet	42,31	24,70	51,37	9,80
EMS	PI	0,36	0,30	1,58	1,04
KaVo	implant	0,61	0,29	1,58	0,64
Vector 2	Keramik	0,37	0,30	2,20	1,11
Vector 2	Kohlefaser kurz	0,86	1,48	1,58	1,28
Vector 2	Kohlefaser lang	1,33	1,81	2,60	1,90
Vector 2	Natur	1,10	1,03	1,87	1,91

Strukturierte Titanoberflächen

Es verblieb insgesamt wenig angefärbte Restplaque auf den strukturierten Oberflächen. Der Anteil lag zwischen 0,36 % und 1,33 % für alle Aufsätze. Auffällig waren die verhältnismäßig hohen Standardabweichungen, die anzeigten, dass eine große Streuung vorlag. Es gab demnach untersuchte Areale, die nahezu vollständig von Bakterien gereinigt wurden, denen Areale mit höherer verbliebener Restplaque gegenüberstanden. Als Beispiel sei der Aufsatz Kohlefaser lang mit einer durchschnittlichen Restplaquequote von 1,33 % und einer Standardabweichung von 1,81 % genannt. Die große Standardabweichung liegt hier an zwei hohen Messwerten von 6,34 % und 6,14 % verbliebener Restplaque.

Gestrahl-geätzte Titanoberflächen

Auf gestrahl-geätzter Titanoberfläche lag die Restplaquequote zwischen 1,5 % und 2,6 % und damit etwas höher als auf strukturierter Oberfläche. Auch hier zeigten sich hohe Standardabweichungen. Zum Beispiel wies der Aufsatz Natur mit durchschnittlich 1,87 % verbliebener Restplaque mit einer Standardabweichung von 1,91 % eine gute Reinigungsquote auf. Es wurden aber auch Areale mit 10,24 % verbliebener Restplaque gemessen und befanden sich zumeist in Einsenkungen der Oberfläche.

Verbliebene Restplaque: Vergleich der Aufsätze (ohne Vector Fluid polish)

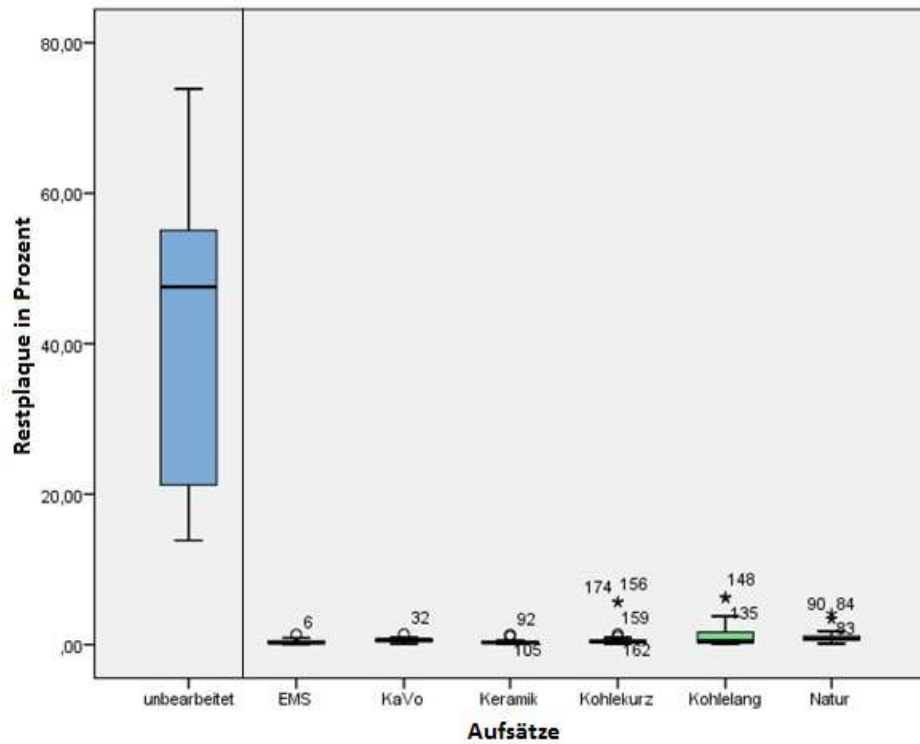


Abb. 69a: Restplaque auf strukturiert-polierter Titanoberfläche

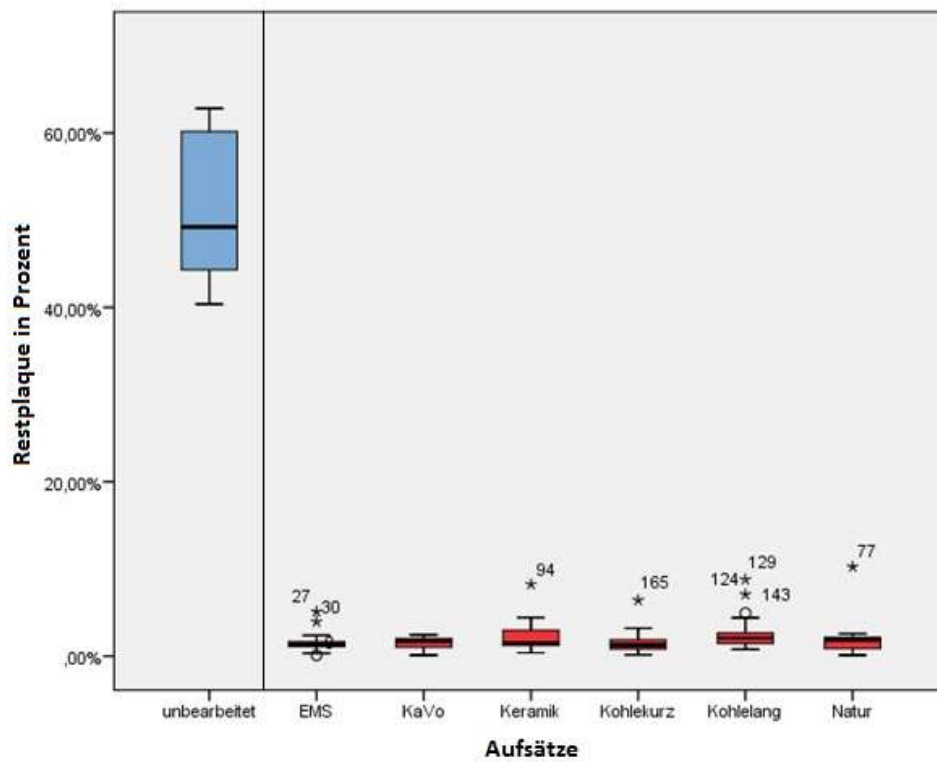
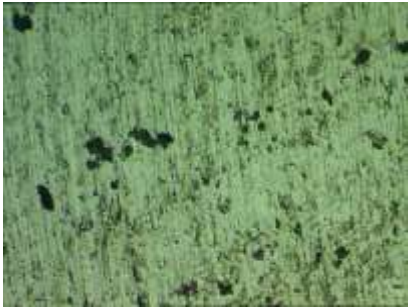
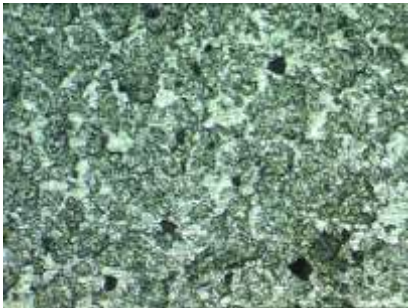
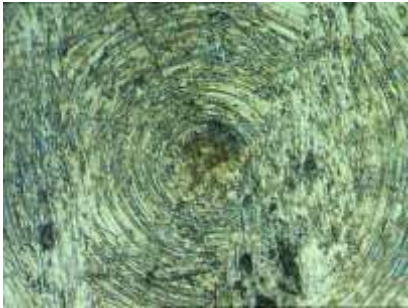
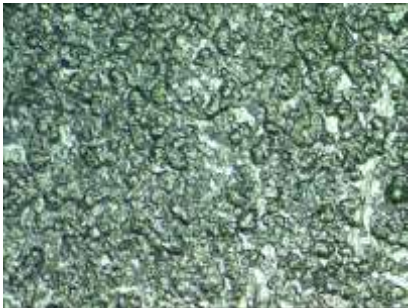
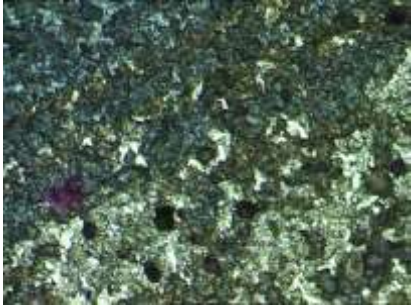
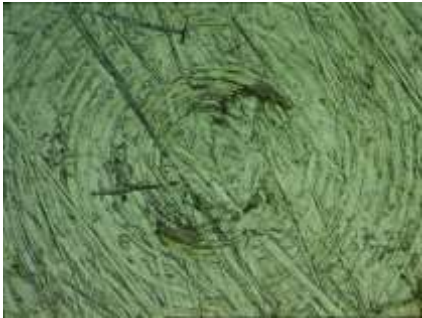
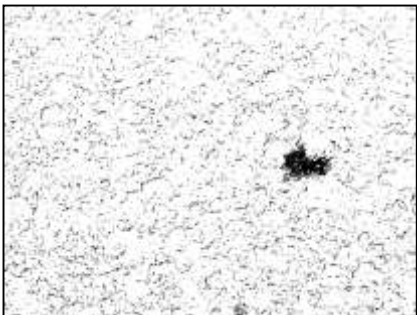


Abb. 69b: Restplaque auf gestrahl-geätzter Titanoberfläche

5. ERGEBNISSE

Unter der lichtmikroskopischen Betrachtung zeigten sich Restplaqueanfärbungen in Vertiefungen oder vorgeschädigten Bereichen der Oberflächen (vgl. Abb. 70).

		unbearbeitetes Foto	nachbearbeitetes Foto
Aufsatz PI (EMS)	strukturpolierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		
Aufsatz Implant (KaVo)	strukturpolierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		

Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2)		Aufsatz Keramik (Vector 2)	
gestrahl-geätzte Titanoberfläche		gestrahl-geätzte Titanoberfläche	
strukturierte Titanoberfläche		strukturierte Titanoberfläche	
			

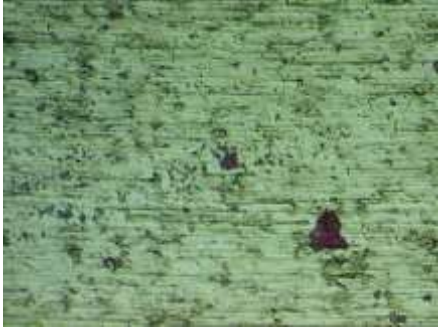
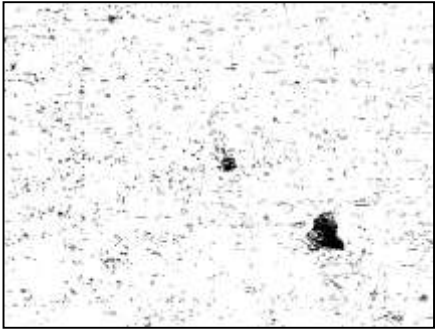
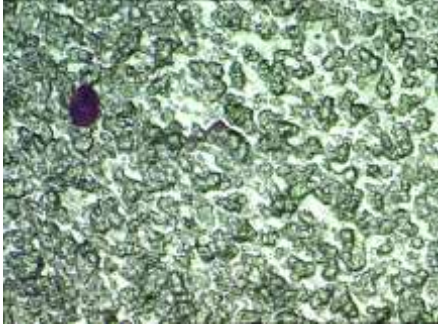
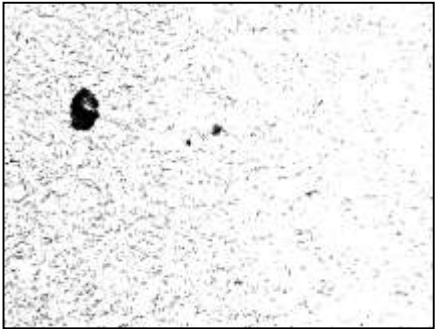
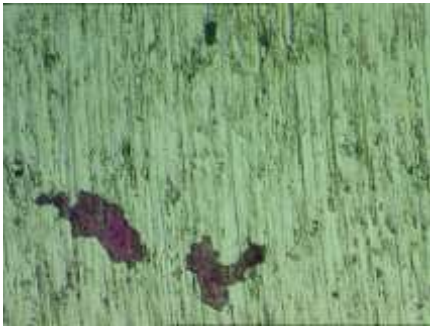
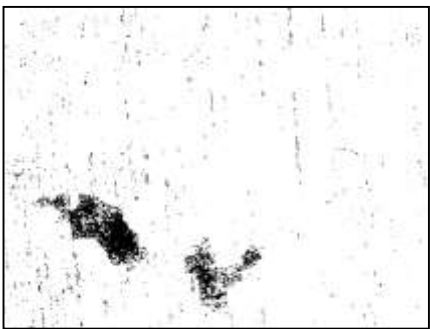
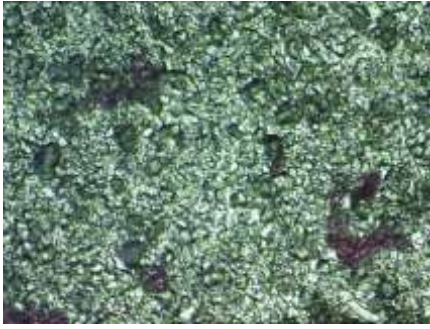
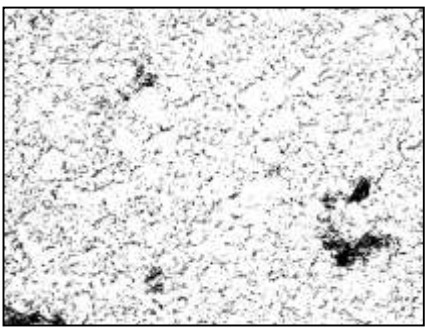
Aufsatz Kohlefaser lang (Vector 2)	strukturierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		
Aufsatz Natur (Vector 2)	strukturierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		

Abb. 70: LM, 20fache Vergrößerung, links unbearbeitet, rechts computernachbearbeitetes Foto zur Pixelzählung

Zu Letzt wurde die Reinigungseffektivität (Tab. 15) für jeden Aufsatz aus der Differenz von einer theoretisch vollständigen Reinigung (= 100 %) und der in Tab. 15 ermittelten Restplaque gebildet:

$$\text{Reinigungseffektivität (\%)} = 100 - \phi \text{Restplaque}$$

Tab. 15: Tabelle zur Übersicht der Reinigungseffektivität (ohne Vector Fluid polish)

Gerät	Aufsatz	Reinigungseffektivität (%), strukturpolierte Oberfläche	Reinigungseffektivität (%), gestrahlt-geätzte Oberfläche
EMS	PI	99,64	98,42
KaVo	Implant	99,93	98,42
Vector 2	Keramik	99,63	97,40
Vector 2	Kohlefaser kurz	99,14	98,42
Vector 2	Kohlefaser lang	98,67	98,13
Vector 2	Natur	98,90	97,78

Strukturpolierte Titanoberflächen

Die Reinigungseffektivitäten aller Aufsätze lagen mit über 98 % sehr hoch. Die durchschnittliche Reinigungseffektivität der Kontrollgruppengeräte EMS und KaVo lag bei den strukturpolierten Plättchen bei 99,64 % respektive bei 99,39 %. Für das Gerät der Firma KaVo ließ sich keine augenscheinliche Restplaque auf einer der 50 LM-Aufnahmen identifizieren. Beim Gerät der Firma EMS fanden sich bei zwei Aufnahmen (jeweils eine pro Oberflächentyp) mit dem LM wahrnehmbare lilafarbene Auffälligkeiten.

Ein vergleichsweise heterogenes Bild zeichnete sich für die vier untersuchten Aufsätze des Vector 2 der Firma Dürr Dental ab. Die ermittelten durchschnittlichen Reinigungseffektivitäten der vier Aufsätze auf strukturpolierten Plättchen lagen bei 99,63% (Keramik), 99,14 % (Kohlefaser kurz), 98,67 % (Kohlefaser lang), und 98,90 % (Natur) (vgl. Tab. 5.4).

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Die ermittelte Reinigungseffektivität der Aufsätze PI (EMS) und implant (KaVo) für die gestrahlt-geätzten Plättchen lag bei beiden Aufsätzen bei 98,42 %. Ebenfalls vergleichsweise unterschiedliche Ergebnisse zwischen den vier Aufsätzen ließen sich beim Vergleich der Reinigungseffektivität auf den gestrahlt-geätzten Plättchen finden. Die höchste Effektivität zeigten die Aufsätze Kohlefaser kurz und Natur mit 98,42 % und 98,13 %. Die niedrigste Effektivität zeigten die Aufsätze Keramik und Kohlefaser lang auf gestrahlt-geätzten Oberflächen mit 97,78 % und 97,40 %.

5.4.2 Vergleich der Ergebnisse unter Verwendung des Vector Fluid Polish

Zur Berechnung der Restplaque wurde der Durchschnittswert der jeweils 25 LM-Aufnahmen pro Aufsatz gebildet und in Tab. 16 festgehalten:

Tab. 16: Tabelle zur Übersicht der Restplaque (mit Vector Fluid polish)

Gerät	Aufsatz	Restplaque (in %) strukturierte Fläche		Restplaque (in %) gestrahl-geätzte Fläche	
		mit Polish	SA	mit Polish	SA
unbearbeitet	unbearbeitet	42,31	24,70	51,37	9,80
Vector 2	Keramik	1,08	0,78	0,72	0,45
Vector 2	Kohlefaser kurz	1,20	1,40	1,87	1,81
Vector 2	Kohlefaser lang	1,12	1,39	1,08	1,00
Vector 2	Natur	1,35	1,98	1,60	2,64

Strukturpolierte Titanoberflächen

Insgesamt verblieb weniger als 1,5 % angefärbte Restplaque auf den strukturpolierten Titanoberflächen. Der Aufsatz Natur zeigte mit 1,35 % Restplaque nach Bearbeitung und einer relativ hohen Standardabweichung von 1,98 % die meisten Bakterienreste. Die hohe Standardabweichung kommt durch hohe Ausreißerwerte von 9,18 % und 4,79 % zustande. Der Aufsatz Keramik hinterließ die geringste verbliebene Restplaque von 1,08 % mit einer Standardabweichung von 1,08 % (Abb. 71a).

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Die verbliebene Restplaque auf den Plättchen lag bei allen Aufsätzen unter 2 %. Der Aufsatz Keramik zeigte auch hier das beste Reinigungsergebnis. Es verblieb 0,72 % Restplaque mit einer Standardabweichung von 0,45 %. Der Aufsatz Kohlefaser kurz hingegen wies die höchste Restplaque mit 1,87 % und einer Standardabweichung von 1,81% auf. Der größte Ausreißer war ein untersuchtes Areal mit einer Restplaque von 9,39 % (Abb. 71b).

Verbliebene Restplaque: Vergleich der Aufsätze (mit Vector Fluid polish)

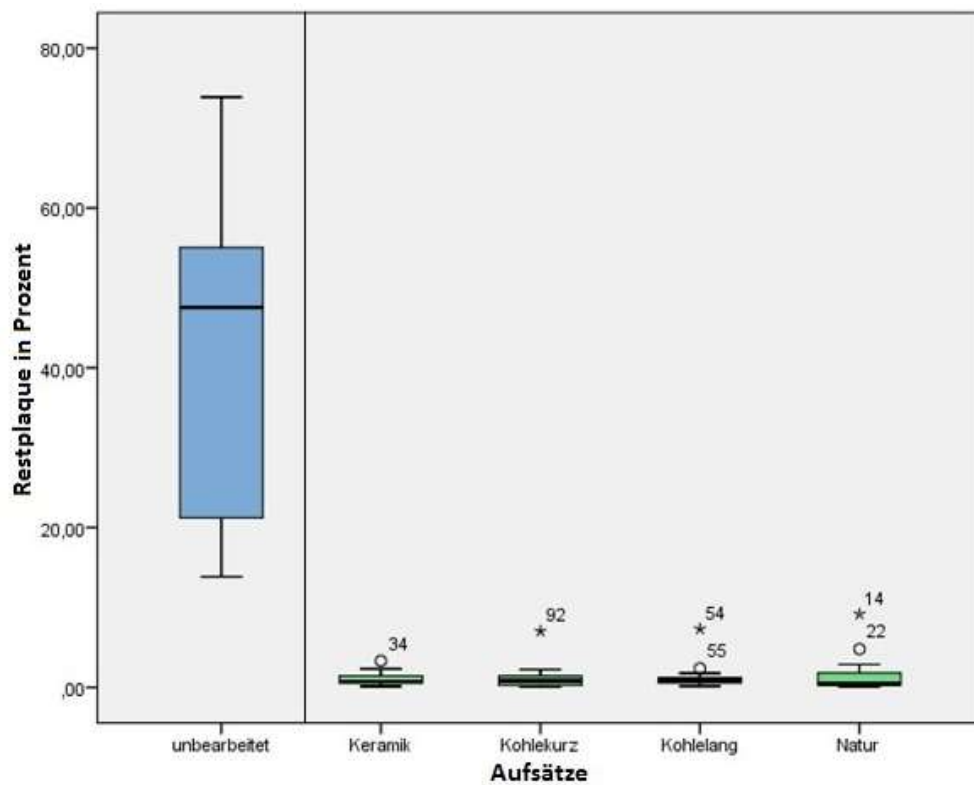


Abb. 71a: Restplaque auf strukturiert-polierter Oberfläche

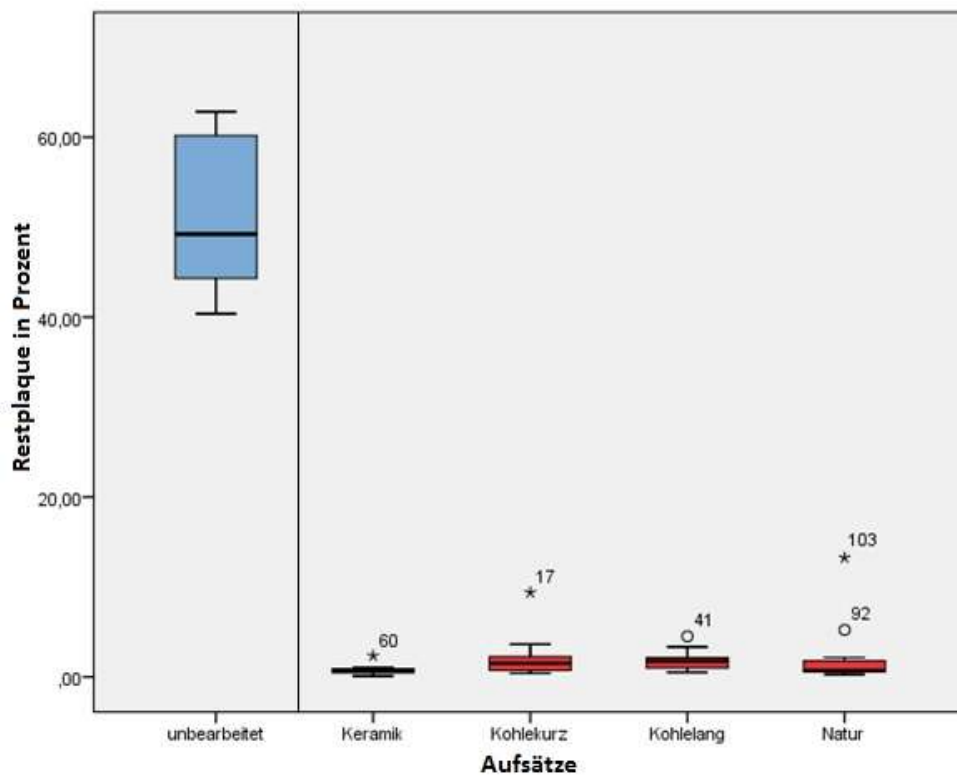
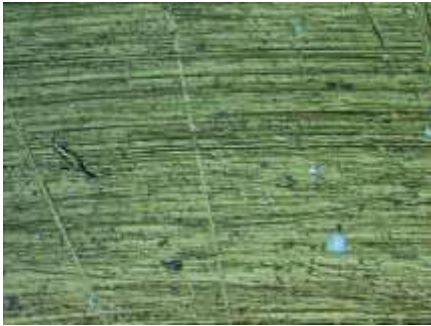
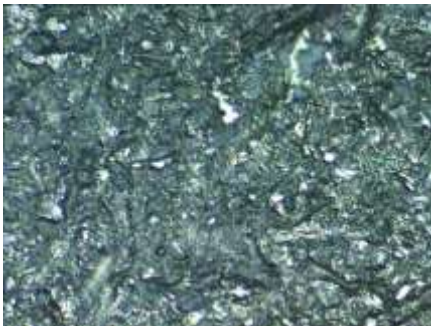
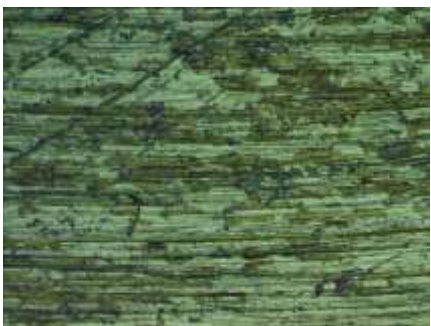
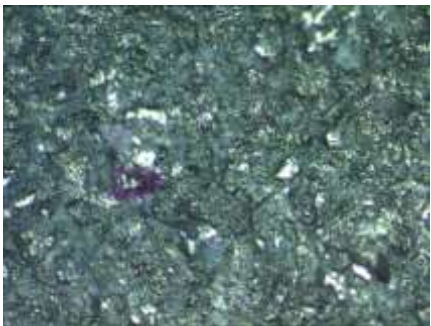
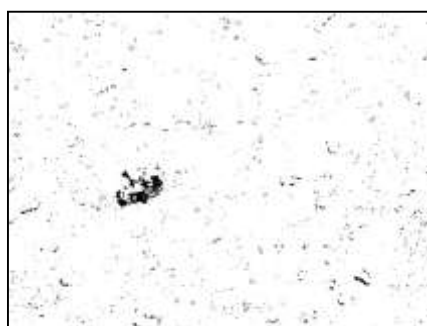


Abb. 71b: Restplaque auf gestrahlt-geätzter Oberfläche

5. ERGEBNISSE

Unter lichtmikroskopischer Betrachtung fand sich lediglich lokalisiert in Vertiefungen oder Beschädigungen der Oberfläche verbliebene Restplaque (Abb. 72).

		unbearbeitetes Foto	nachbearbeitetes Foto
Aufsatz Keramik (Vector 2)	strukturpolierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		
Aufsatz Kohlefaser kurz (Vector 2)	strukturpolierte Titanoberfläche		
	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		

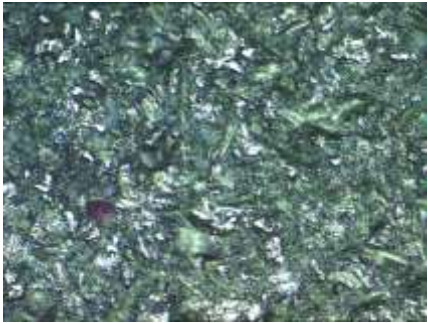
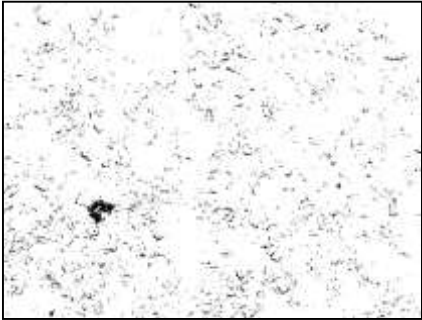
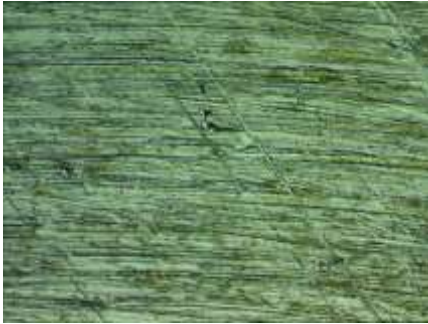
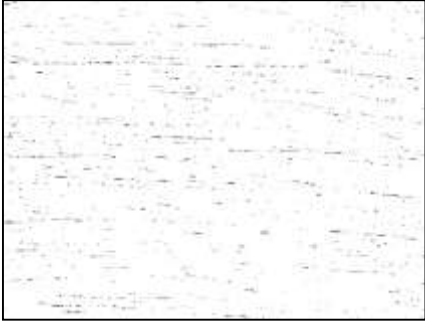
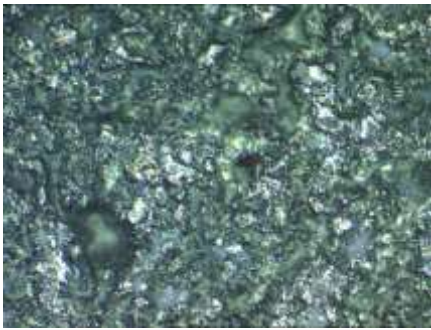
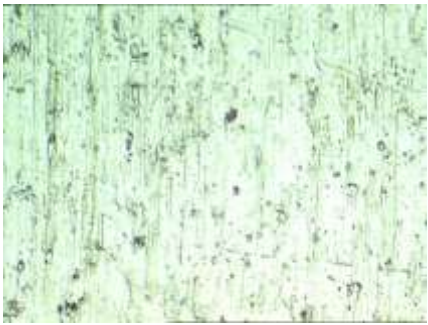
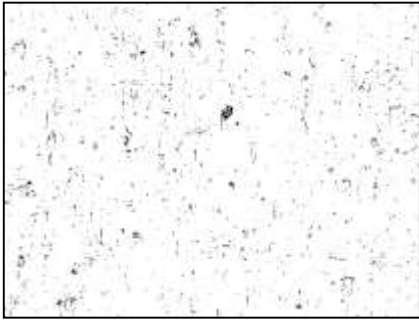
Aufsatz Kohlefaser lang (Vector 2)	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		
	strukturpolierte Titanoberfläche		
Aufsatz Natur (Vector 2)	gestrahl-geätzte Titanoberfläche		
	strukturpolierte Titanoberfläche		

Abb. 72: LM, 20fache Vergrößerung, links unbearbeitet, rechts computernachbearbeitetes Foto zur Pixelzählung

Es wurde die Reinigungseffektivität unter Verwendung des Vector Fluid polish wie auf Seite 134 beschrieben berechnet (siehe Tab. 17).

Tab. 17: Tabelle zur Übersicht der Reinigungseffektivität (mit Vector Fluid polish)

Gerät	Aufsatz	Reinigungseffektivität (%) strukturpolierte Oberfläche	Reinigungseffektivität (%) gestrahlt-geätzte Oberfläche
Vector 2	Keramik	98,92	99,28
Vector 2	Kohlefaser kurz	98,80	98,13
Vector 2	Kohlefaser lang	98,88	98,92
Vector 2	Natur	98,65	98,40

Strukturpolierte Titanoberflächen

Die Reinigungseffektivität fiel mit über 98,6 % auf strukturpolierter Titanoberfläche für alle Aufsätze sehr hoch aus. Der Aufsatz Keramik zeigte mit 98,92 % die höchste Reinigungseffektivität. Es folgten die Aufsätze Kohlefaser lang mit 98,88% und Kohlefaser kurz mit 98,80 %. Die geringste Reinigungseffektivität wies mit 98,65 % der Aufsatz Natur auf.

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Auf gestrahlt-geätzter Titanoberfläche zeigte der Aufsatz Keramik mit 99,28 % die höchste Reinigungseffektivität und lag damit noch höher als auf strukturpolierter Oberfläche. Auch die weiteren Aufsätze wiesen mit über 98 % Reinigungseffektivität eine sehr gute Bakterienentfernung auf. Es folgten in absteigender Reihenfolge die Aufsätze Kohlefaser lang (98,92 %), Natur (98,40 %) und Kohlefaser kurz (98,13 %).

5.5 Vergleich der Gesamtergebnisse mit und ohne Verwendung des Vector Fluid polish

Die Tabelle 18 gibt einen Überblick über die ermittelten Reinigungseffektivitäten und Rauheitsparameter S_a und S_{dr} mit und ohne Verwendung des Vector Fluid polish:

Tab. 18: Tabelle zur Übersicht der Restplaque (Reinigung ohne und mit Vector Fluid polish)

Oberfläche	Aufsatz	Reini- gungsef- fektivität (%)		Rauheitsparameter							
				S_a (μm)				S_{dr} (%)			
		ohne Polish	mit Po- lish	ohne Polish	S_a	mit Po- lish	S_a	ohne Polish	S_a	mit Po- lish	S_a
struktur- poliert	unbearbeitet	-	-	0,20	0,02	0,20	0,02	2,82	0,46	2,82	0,46
	Keramik	99,63	98,92	0,19	0,02	0,26	0,10	2,49	0,26	4,20	2,20
	Kohlefaser kurz	99,14	98,80	0,20	0,03	0,24	0,13	1,98	0,67	2,89	0,89
	Kohlefaser lang	98,67	98,88	0,21	0,03	0,31	0,12	3,01	0,83	5,88	2,69
	Natur	98,90	98,65	0,20	0,01	0,25	0,06	2,94	0,37	4,33	1,54
gestrahl- geätzt	unbearbeitet	-	-	0,86	0,21	0,86	0,21	20,00	3,60	20,00	3,60
	Keramik	97,40	99,28	0,65	0,08	0,95	0,13	16,78	4,86	17,13	2,34
	Kohlefaser kurz	98,42	98,13	0,72	0,08	1,05	0,23	20,76	2,13	18,12	4,83
	Kohlefaser lang	98,13	98,92	0,70	0,07	0,93	0,15	18,86	1,99	15,52	2,81
	Natur	97,78	98,40	0,67	0,67	0,99	0,11	17,47	1,50	16,66	2,43

Strukturpolierte Titanoberflächen

Die Reinigungseffektivität lag bei allen Aufsätzen des Vector 2 mit über 98 % sehr hoch. Die Aufsätze zeigten keine nennenswerte Unterschiede im Vergleich mit und ohne Verwendung der Schleifsuspension, Sie variierten um weniger als ein Prozent.

Der S_a -Mittelwert der unbearbeiteten strukturpolierten Oberflächen war mit $0,2 \mu\text{m}$ (Standardabweichung $0,02 \mu\text{m}$) bereits niedrig. Nach der rein instrumentellen Bearbeitung mittels der vier PEEK-Instrumentenaufsätze Keramik, Kohlefaser kurz, Kohlefaser lang und Natur blieb der Wert nahezu unverändert. Unter Hinzunahme des Vector Fluid polish nahm der S_a -Mittelwert zwischen $0,04 \mu\text{m}$ beim Aufsatz Kohlefaser kurz und $0,1 \mu\text{m}$ bei den Aufsätzen Kohlefaser lang und Keramik zu (vgl. Abb. 73a). Dies waren jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen der Bearbeitung mit und ohne Vector Fluid polish. Auch alle Untersuchungsgruppen wiesen untereinander keine Signifikanzen auf (ns, $p > 0,05$).

5. ERGEBNISSE

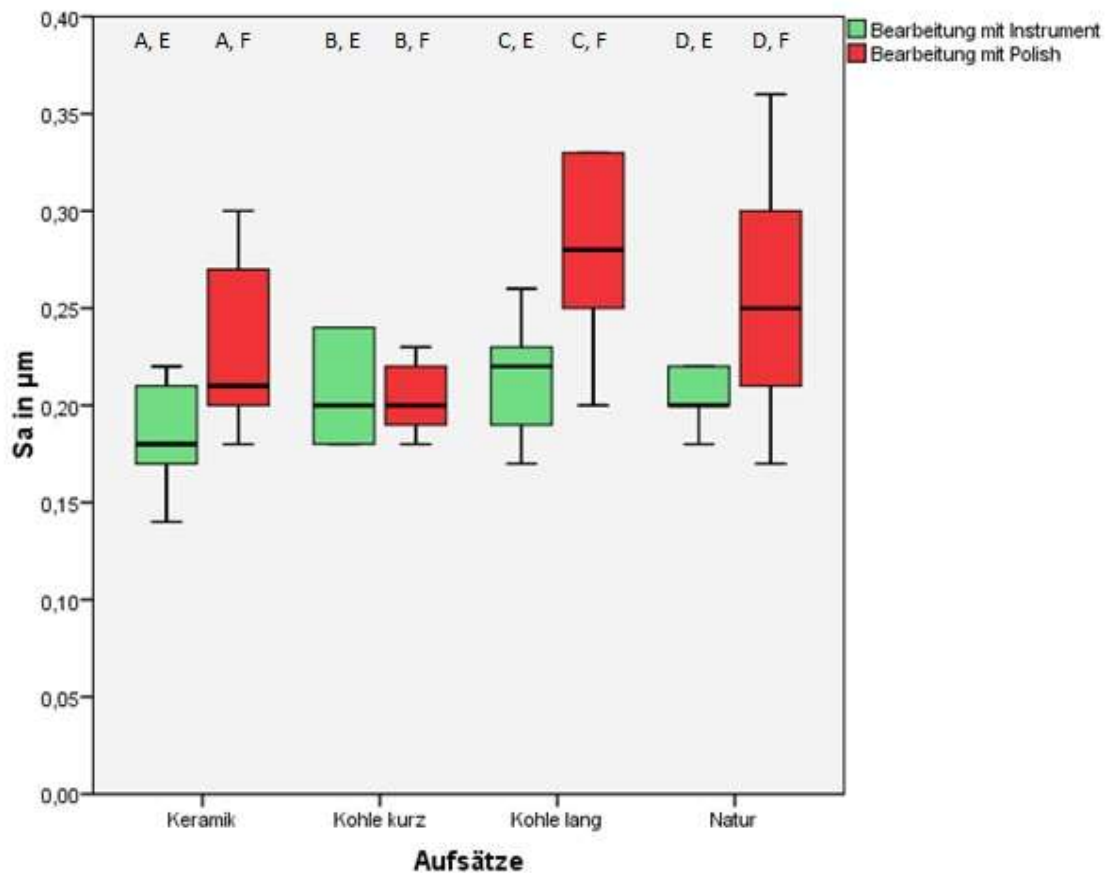


Abb. 73a: grafische Darstellung S_a , einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$, gleiche Buchstaben markieren keine Signifikanz

Der durchschnittliche Sdr-Wert lag bei den unbearbeiteten strukturierten Plättchen bei 2,82 % (Standardabweichung 0,46 %). Nach der rein instrumentellen Reinigung ließen sich keine signifikanten Veränderungen feststellen (ns, $p > 0,05$). Die Aufsätze Natur, Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang wiesen eine Erhöhung des Sdr-Wertes zwischen 0,12 % und 0,19 % auf. Die Aufsätze Keramik, PI und implant hingegen wiesen eine Reduzierung des Sdr-Mittelwertes zwischen 0,21 % und 0,33 % auf.

Nach der instrumentellen Reinigung unter Zuhilfenahme des Vector Fluid polish erhöhte sich der Sdr-Mittelwert beim Aufsatz Kohlefaser kurz auf strukturierte Oberfläche nicht signifikant um 0,07 % (ns, $p > 0,05$). Die mit den Aufsätzen Keramik, Natur und Kohlefaser lang bearbeiteten Plättchen wiesen nach der Reinigung mit dem Vector Fluid polish eine niedrig signifikante (*, $p > 0,05$) Erhöhung der Sdr-Mittelwerte zwischen 1,51 % und 3,06 % (Abb. 73b).

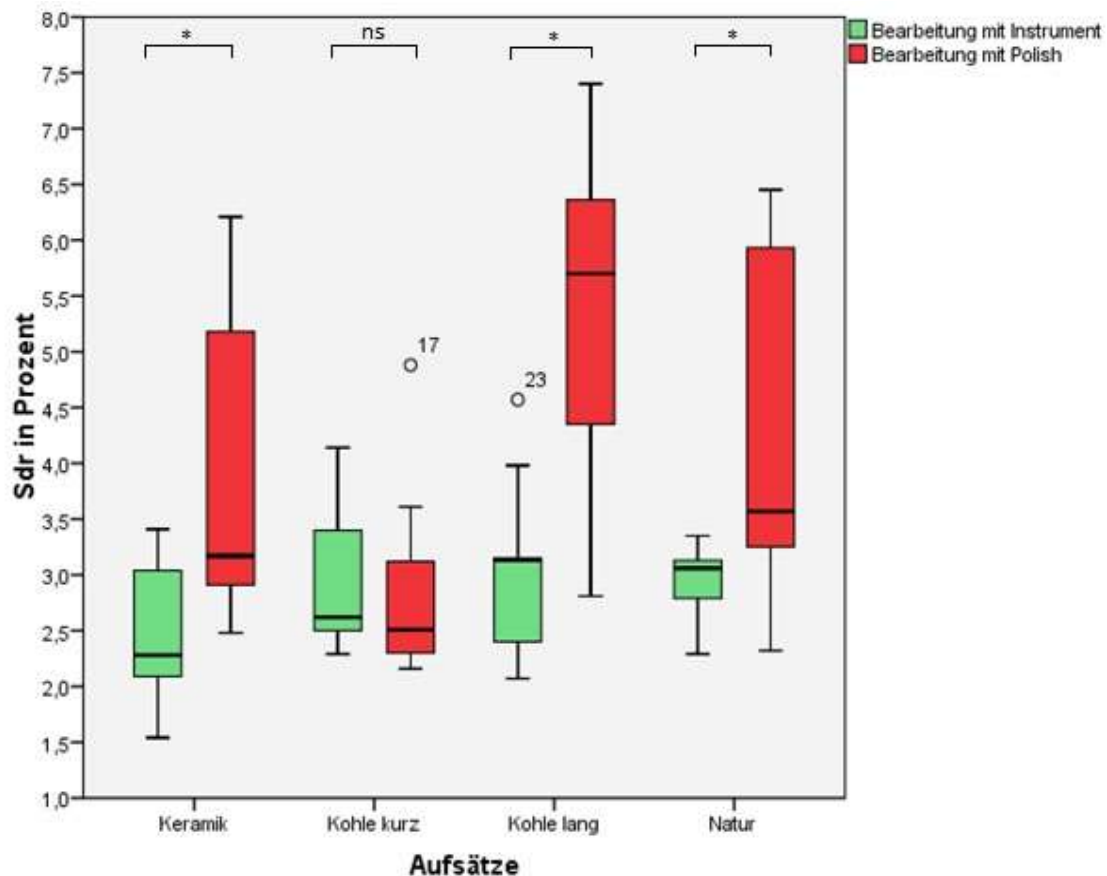


Abb. 73b: grafische Darstellung Sdr, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

Gestrahlt-geätzte Titanoberflächen

Auf den gestrahlt-geätzten Oberflächen zeigte sich ein konträres Bild. Hier fand eine Effektivitätssteigerung durch Anwendung des Vector Fluid polish bei den Aufsätzen Keramik, Kohlefaser lang und Natur statt, was zu einer Anhebung auf das Niveau der Kontrollgruppen EMS und KaVo führte. Die größte Steigerung der Effektivität zeigte der Aufsatz Keramik von durchschnittlich 97,78 % auf 99,28 %. Damit reinigte er sogar geringfügig effektiver als die Kontrollaufsätze von EMS und KaVo. Eine Effektivitätsminderung um 0,29 % zeigte der Aufsatz Kohlefaser kurz.

Der S_a -Wert der rein instrumentell gesäuberten, sowie der S_a -Wert der unter Verwendung des Vector Fluid polish gereinigten gestrahlt-geätzten Oberflächen wiesen untereinander keine statistisch signifikanten Unterschiede auf. Jedoch wurden eine Abnahme des S_a -Wertes bei der instrumentellen Reinigung und eine Erhöhung des Wertes unter Verwendung des Fluid polish gemessen. Daher unterschieden sich die Ergebnisse der Aufsätze Keramik und Natur hoch signifikant (***, $p < 0,001$) und die Ergebnisse der Aufsätze Kohlefaser kurz und Kohlefaser

5. ERGEBNISSE

lang signifikant jeweils mit und ohne Verwendung des Polish fluid voneinander (Abb. 74a, **, $p < 0,01$).

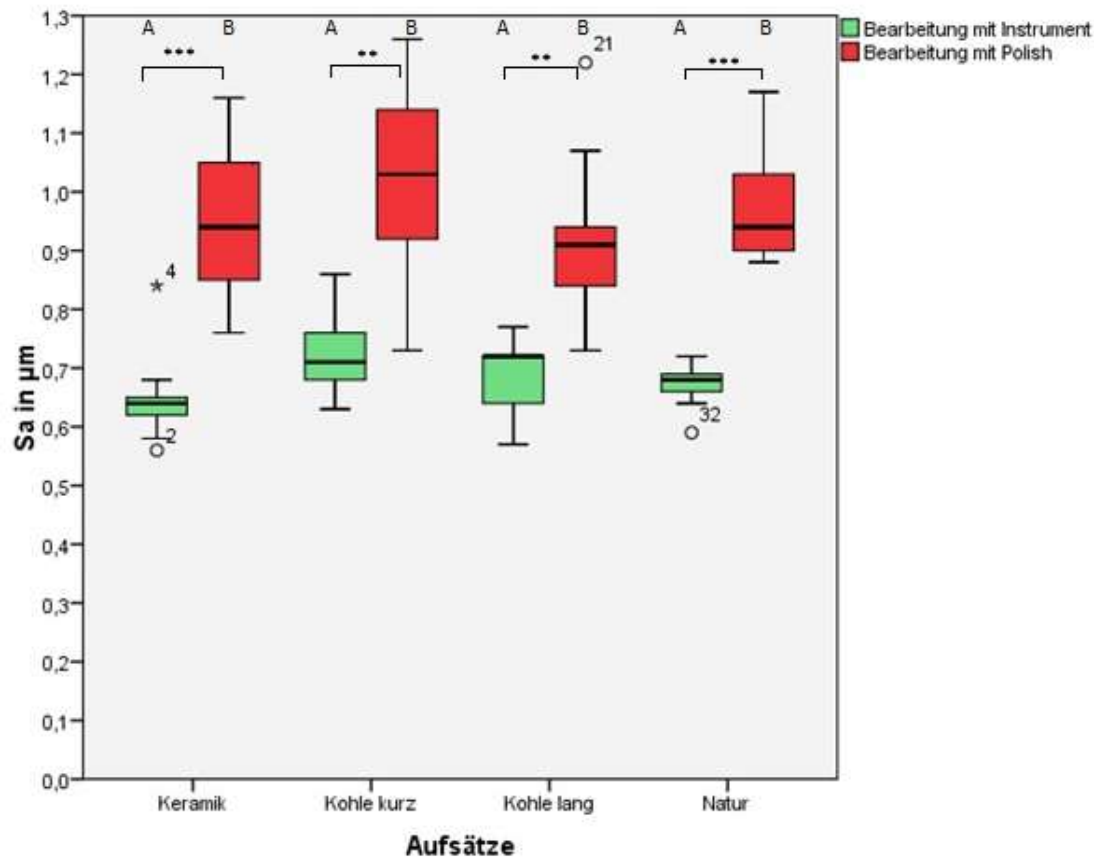


Abb. 74a: grafische Darstellung S_a , einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$, gleiche Buchstaben markieren keine Signifikanz

Ein anderes Bild zeigte sich beim Rauheitsparameter S_{dr} . Die Werte für die Reinigung ohne Polish wiesen bei den vier verwendeten Aufsätzen untereinander keine Signifikanzen auf. Unter Zuhilfenahme des Vector Fluid polish konnte bei der Bearbeitung mit den Aufsätzen Natur und Kohlefaser lang eine niedrig signifikante Oberflächenverkleinerung festgestellt werden (*, $p > 0,05$), während der Einsatz der Aufsätze Keramik und Kohlefaser kurz eine nicht signifikante Verkleinerung zur Folge hatte. Vergleicht man die ermittelten S_{dr} -Mittelwerte der Aufsätze miteinander sind für Keramik und Natur keine signifikanten Unterschiede zwischen der Bearbeitung jeweils mit und ohne Verwendung des Fluid polish festzustellen. Die Aufsätze Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang zeigten hingegen niedrig signifikante Abweichungen des S_{dr} -Wertes nach Zuhilfenahme des Vector Fluid polish (*, $p > 0,05$) (Abb. 74b).

5. ERGEBNISSE

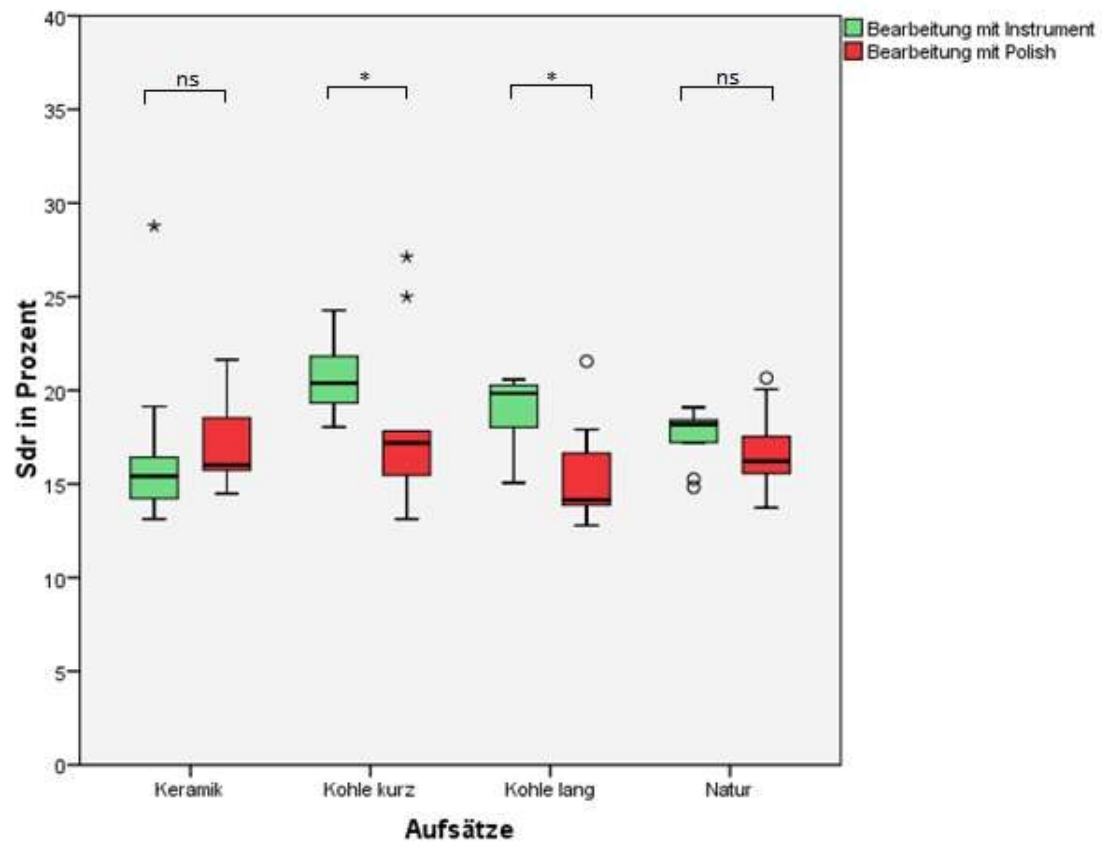


Abb. 74b: grafische Darstellung Sdr, einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, $\alpha = 0,05$

6. DISKUSSION

Es wurde zunächst der optimale Anpressdruck der einzelnen Reinigungsgeräte und der dazugehörigen verschiedenen Aufsätze ermittelt. Die Luftschlittenapparatur hat sich für eine standardisierte und reproduzierbare Versuchsdurchführung bewährt (MESCHENMOSER ET AL. 1996, MENGEL ET AL. 1998, RAMAGLIA ET AL. 2006, MANN ET AL. 2012). Optimal bedeutete in diesem Zusammenhang, dass sowohl auf den strukturpolierten als auch auf den gestrahlt-geätzten Titanversuchsoberflächen nach einer Bearbeitung keine Beschädigungen im Lichtmikroskop und Rasterelektronenmikroskop erkennbar sein sollten. In der Literatur wird ein möglichst geringer Anpressdruck für Implantatoberflächen empfohlen, um Beschädigungen zu vermeiden und dadurch Bakterienanlagerungen zu begünstigen (FÜRST ET AL. 2007). In vielen Versuchsbeschreibungen wurde der vom Hersteller empfohlene Anpressdruck verwendet, ohne den genauen Zahlenwert anzugeben (SPEELMAN ET AL. 1992, SCHWARZ ET AL. 2003a, 2005a, b, KAWASHIMA ET AL. 2007, UNURSAIKHAN ET AL. 2012). In anderen Studien wurde ein manueller, nicht kontrollierter Anpressdruck zwischen 0,2 - 0,5 N zur Reinigung und anschließenden Beurteilung von strukturpolierten Abutments verwendet (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, MATARASSO ET AL. 1996, SATO ET AL. 2004). Für mikrostrukturierte Oberflächen (TPS und HA) haben RAMAGLIA ET AL. (2006) einen Anpressdruck von 0,5 N angewendet, PARK ET AL. (2014) verwendete hingegen einen Druck von 0,3 N für gestrahlt und geätzte Oberflächen. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung legen eine nach Oberflächenart differenzierte Empfehlung nahe. Grundsätzlich kann gesagt werden, dass für strukturpolierte Oberflächen ein zwei bis vierfach höherer Anpressdruck als für gestrahlt-geätzte Oberflächen verwendet werden konnte. Die Aufsätze des Vector 2 Keramik und Natur bedurften mit 0,4 N und 0,6 N der geringsten Anlagekraft auf strukturpolierter Oberfläche. Bei den anderen Aufsätzen des Vector 2, Kohlefaser kurz und Kohlefaser lang, sowie den PEEK-Aufsätzen von EMS und KaVo, konnte die strukturpolierte Implantatoberfläche auch mit dem für das jeweilige Gerät höchstmöglichen Anpressdruck von 1,0 N, respektive 2,0 N gereinigt werden. Der Anpressdruck für gestrahlt und geätzte Oberflächen lag für alle Aufsätze zwischen 0,3 – 0,5 N. Mit diesen Grenzwerten sollten die typischen Oberflächenveränderungen vermieden werden können, die bereits von SCHWARZ ET AL. (2003a) beobachtet wurden. Grundsätzlich muss ein Mittelweg zwischen einem geringen Anpressdruck zur

Reinigung ohne Beschädigung einerseits und den zur vollständigen Reinigung der Implantatoberfläche von Plaque und Zahnstein erforderlichen Druck andererseits gefunden werden, wobei der tatsächlich ausgeübte Druck meist höher liegt als vom Behandler geschätzt. Beschädigungen der Implantatoberfläche und erkennbare Bearbeitungsspuren sind eng mit dem Anstellwinkel der Instrumentenspitze zur Oberfläche, dem Anpressdruck und dem Material der Instrumentenspitze, sowie dem Mikrorelief der zu reinigenden Oberfläche und der Dauer der Reinigung verknüpft (RÜHLING ET AL. 1994, MATARASSO ET AL. 1996, MENGEL ET AL. 1998, LEA ET AL. 2009, SCHWARZ ET AL. 2006b). So zeigte die Pressfahne des implant-Aufsatzes der Firma EMS deutlich sichtbare Bearbeitungsspuren bei geringem Anpressdruck, jedoch nicht mehr nach deren Abnutzung bei 2,0 N. Vor Gebrauch sind insofern alle Ansätze auf Funktionstüchtigkeit zu prüfen, so dass herstellungsbedingte Materialmängel erkannt werden. Ebenso sind abgenutzte oder verbogene Instrumente zu entsorgen (MONTAGE- UND GEBRAUCHSANWEISUNG DÜRR VECTOR PARO).

Bei einer intraoralen Reinigung ist die Zugänglichkeit zum Implantatkörper aufgrund der Implantatlage, der Mukosa oder der Suprakonstruktion oftmals erschwert, so dass der Anstellwinkel variiert oder falsch eingeschätzt wird (SCHWARZ ET AL. 2006c, CLAFFEY ET AL. 2008, RENVERT UND GIOVANNOLI 2014). Hinzu kommt, dass die makroskopische Form der Implantate eine Reinigung erschwert und die makroskopischen Unterschnitte im Gewinde kaum zu reinigen sind (RENVERT UND GIOVANNOLI 2014).

Es können verschiedene Veränderungen der Implantatoberflächen nach der Reinigung klassifiziert werden. Sie können eine Glättung oder Aufrauung erfahren, sowie eine Veränderung der Oberflächenstruktur bei gleichbleibender Rauigkeit (RÜHLING ET AL. 1994, MATARASSO ET AL. 1996). In der dentalen Forschung werden keine einheitlichen Rauigkeitskenngrößen zur Beurteilung von bearbeiteten Implantatoberflächen verwendet. Aktuellere Studien verwenden dreidimensionale Oberflächenprofile, die mittels Laserprofilometrie erstellt werden. WENNERBERG UND ALBREKTSSON (2009) empfehlen den Mittenrauwert S_a und den weniger verbreiteten Sdr für die Auswertung bearbeiteter Implantatoberflächen. Der Sdr liefert Informationen darüber, ob vorhandene Erhebungen einer Oberfläche

geglättet wurden und wird, den Autoren zufolge, zusammen mit dem S_a den mikrostrukturierten Implantatoberflächen hinreichend gerecht (WENNERBERG UND ALBREKTSSON 2009).

Zudem sollte zwischen den verschiedenen Implantatoberflächen unterschieden werden. So sind Beschädigungen von strukturpolierten Oberflächen leichter zu erkennen und resultieren zumeist in einer Aufrauung der Oberfläche (FOX ET AL. 1990, SPEELMAN ET AL. 1992, RÜHLING ET AL. 1994, VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997). Glatte Oberflächen finden sich wie eingangs geschildert am freiliegenden Implantathals und sollten möglichst nicht beschädigt werden, da ansonsten eine vermehrte Plaqueakkumulation begünstigt wird (QUIRYNEN ET AL. 2002). In der vorliegenden Arbeit führte die Reinigung mit den ermittelten vergleichsweise geringen optimalen Anpressdrücken zu keiner signifikanten Veränderung der Rauigkeitskenngrößen S_a und S_{dr} auf strukturpolierten Titanoberflächen im Vergleich zu unbearbeiteten Versuchsoberflächen. Bei genauerer Auswertung sind minimale Glättungen bei den Aufsätzen PI, implant und Keramik festzustellen, wohingegen die Aufsätze Kohlefaser kurz, Kohlefaser lang und Natur die Oberfläche minimal vergrößert haben.

Veränderungen der mikrostrukturierten, gestrahlt und geätzten Oberflächen, die zumeist subkrestal am Implantatkörper zu finden sind, führten in dieser Arbeit immer zu einer Abnahme der Rauigkeit oder seltener zu einer Veränderung bei ähnlicher Rauigkeit. In den vorliegenden Versuchen konnte gezeigt werden, dass die Rauigkeitskenngrößen S_a und S_{dr} bei den gestrahlt und geätzten Oberflächen abnahmen. In der REM-Auswertung war zu erkennen, dass die Spitzen der Oberflächenreliefs abgetragen wurden, die Täler jedoch unberührt blieben. Der Aufsatz Kohlefaser kurz zeigte als einziger Aufsatz eine nicht signifikante Vergrößerung der Oberfläche und daher eine Oberflächenveränderung bei gleichbleibender Rauigkeit. Teilaspekte der ersten und die dritte Nullhypothese wurden demnach widerlegt. Die Aufsätze haben bei zu hohem Anpressdruck zu Oberflächenveränderungen geführt. Wurde jedoch ein individueller Anpressdruck für jeden Aufsatz und jede Oberfläche berücksichtigt, reinigten alle Aufsätze gleichermaßen und ohne Strukturveränderungen.

Angesichts dieser Ergebnisse stellt sich die Anschlussfrage, inwieweit nach einer mechanischen Reinigung, die mit einer Oberflächenveränderung einhergeht, eine Reosseointegration noch möglich ist. Die Art der Oberflächenveränderung

ist relevant für die Zelladhäsion. Leichte Veränderungen können bereits zu einer qualitativ anderen Osseointegration führen. Trotz einer durch Reinigung veränderten Oberfläche ist eine Gewebeheilung auf kontaminierten Oberflächen grundsätzlich möglich (PERSSON ET AL. 2001, LINDHE UND MEYLE 2008). Eine deutliche Glättung der Oberfläche führe zu einer raschen Weichgewebsheilung, wohingegen leicht rauere Oberflächen eine stabilere Zellanheftung bedeuten (PERSSON ET AL. 2001, ALBREKTSSON UND WENNERBERG 2004a, SCHMAGE 2005). Gelingt keine Reosseointegration, bedeutet die freiliegende mikrorauhe Oberfläche eine vermehrte Anlagerung von Plaque (QUIRYNEN ET AL. 1996). Daher kann eine gezielte Glättung der Struktur bei fortgeschrittener Periimplantitis mit ausgeprägtem Knochenabbau gewünscht sein. Für eine gezielte Implantoplastik werden bisher in der Literatur rotierende diamantierte Aufsätze mit einer anschließenden Politur durch Gummipolierer empfohlen (STÜBINGER ET AL. 2005 UND 2006, CLAFFEY ET AL. 2008), die eine leicht raue und unregelmäßige Oberfläche erzeugen. Eine weiterzuverfolgende Alternative zur Glättung mikrostrukturierter Oberflächen stellen harte PEEK-Instrumente wie der verwendete Prototyp-Aufsatz Keramik dar. Dieser führte bereits bei mittleren Anpressdrücken zu einer deutlichen Oberflächenglättung. Daher kann ein bewusster Einsatz von harten PEEK-Instrumenten genutzt werden, um eine gezielte Glättung bei bereits zerkratzen oder beschädigten Implantatstrukturen zu erzielen und eine Implantoplastik mit diamantierten Aufsätzen zu radikal abtragen würde. Die Reinigung des Implantats ohne Oberflächenveränderungen und –beschädigungen kann dagegen mit eher weichen PEEK-Aufsätzen unter Verwendung eines kontrollierten Anpressdrucks erzielt werden.

In-situ ist eine Unterteilung der Oberflächenstrukturen in glatt und rau und die strikte Reinigung dieser Bereiche mit unterschiedlichen Anpressdrücken kaum möglich.

Der Anstellwinkel des Instruments an die Titanoberfläche variiert bei den verschiedenen Geräten. Der KaVo Aufsatz implant soll laut Gebrauchsanweisung mit einem Anstellwinkel von 5° an die Oberfläche angewendet werden. Die anderen Aufsätze sollen parallel zur Oberfläche geführt werden. Dies konnte auf den Versuchsplättchen gut umgesetzt werden, in situ könnte dies besonders im approximalen Bereich schwieriger umzusetzen sein und zu ungewollten Oberflächenbeschädigungen oder zu einer stärkeren Abnutzung des Instruments führen.

Zudem erschwert eine Suprakonstruktion den Zugang zum Implantatkörper. Der in dieser Arbeit beobachtete Substanzabtrag konnte nicht quantifiziert werden, dennoch ist auf den Fotos aller Aufsätze nach der Oberflächenreinigung eine Abnutzung der PEEK-Materialien deutlich erkennbar. Der Aufsatz KaVo weist in dieser Untersuchung die stärkste Abnutzung auf, was mit dem Anstellwinkel von 5° Grad zusammenhängen kann. Der Aufsatz Keramik wies die geringste Abnutzung auf. Es war jedoch kein Abrieb auf den REM-Aufnahmen oder unter dem Mikroskop erkennbar. Er wurde vermutlich mit dem Spül- und Kühlwasser von den Titanplättchen gespült. Anders wird es in der Literatur beschrieben, oftmals wurden Abriebreste lichtmikroskopisch oder rasterelektronisch festgestellt (VON GIESE BROOKSHIRE ET AL. 1997, SCHWARZ ET AL. 2003a, 2006b, RAMAGLIA ET AL. 2006, MANN ET AL. 2012). Fraglich ist, was mit dem Abrieb in einer periimplantären Tasche geschieht. RÜHLING ET AL. (1994) und SCHWARZ ET AL. (2003a) wiesen nach, dass die Partikel nicht auf der Titanoberfläche haften. 2006 (b) zeigten SCHWARZ ET AL., dass Karbonfasern des Vector-2-Aufsatzes zurückbleiben. SCHWARZ ET AL. (2003a) fanden heraus, dass der Abrieb zu Wundheilungsstörungen führen kann. Es empfiehlt sich daher, eine mittlere bis hohe Einstellung des Spül- und Kühlwassers am Gerät vorzunehmen und nach Beendigung der Reinigung eine Taschenspülung durchzuführen.

Frühere Untersuchungen zeigten, dass die PEEK-Instrumente von KaVo und EMS eine ähnliche Rauigkeit und geringe Beschädigung der Oberfläche nach der Reinigung hinterlassen (THIELEMAN 2012), obwohl die Aufsätze unterschiedlich gestaltet, hergestellt und angetrieben werden. Der EMS-Aufsatz besteht aus einem Metallkern, der mit PEEK ummantelt ist und mittels Ultraschall betrieben wird. Der KaVo-Aufsatz besteht im Ganzen aus Kunststoff und wird mittels Schall angetrieben. Alle Vector-2-Aufsätze sind ebenfalls in einem Stück aus PEEK hergestellt und werden durch den ringförmigen Resonanzkörper in lineare Bewegungen umgesetzt. Diese Unterschiede beeinträchtigen das Ergebnis nicht, sondern liefern vergleichbar gute Ergebnisse (SCHWARZ ET AL. 2003a, 2004b). Insofern ist zu vermuten, dass die anderen genannten Faktoren (Anpressdruck, Anlagewinkel und Aufsatzmaterial, Oberflächenstruktur) einen größeren Einfluss haben. Die in der vorliegenden Arbeit gemessene Reinigungseffektivität lag bei allen Geräten und Aufsätzen auf strukturpolierter Oberfläche bei über 98 % und auf gestrahlt und geätzter Oberfläche bei über 97 %, d. h. es konnte keine absolute

Reinigung erzielt werden. Diese Ergebnisse stimmen mit den Ergebnissen aus der Literatur überein (MOMBELLI 2002, SCHWARZ ET AL. 2006a, KAWASHIMA ET AL. 2007, KAHILI 2012, THIELEMANN 2012). SCHWARZ ET AL. (2006a) fanden heraus, dass der Aufsatz PI der Firma EMS eine Reinigungseffektivität von über 98 % auf strukturpolierter Oberfläche aufweist. Die Reinigung von Abutments mittels des Vectors mit Karbonspitze lag bei SATO ET AL. (2004) mit 61,2 % und 45,8 % für Ultraschallgeräte mit Kunststoffspitze deutlich darunter. MOMBELLI (2002) stellte fest, dass eine komplette Oberflächenreinigung und -dekontamination aufgrund der Oberflächenstrukturierung und besonders bei den mikrostrukturierten Oberflächen aufgrund der Einsenkungen mit physikalisch-chemischen Methoden nicht möglich ist. TREJO ET AL. (2006) sind der Meinung, dass eine Entfernung von 94 % der Plaque zu positiven klinischen Ergebnissen führe. Diesen Zielwert erreichen alle in der Studie untersuchten Geräte. Somit konnte der erste Teilaspekt der ersten Nullhypothese bestätigt werden und von einer effektiven Reinigung gesprochen werden. Einige Autoren sind der Auffassung, dass eine vollständige Reinigung nicht nur unmöglich, sondern auch gar nicht notwendig ist, da aufgrund der Verbindung zur Mundhöhle die periimplantäre Tasche und damit die Implantatoberfläche nach kurzer Zeit wieder von Bakterien besiedelt ist (ZITZMANN ET AL. 2001, MOMBELLI 2002). Den Autoren folgend ist es wichtiger, dass pathogene Keime reduziert werden, so dass eine Heilung erfolgen und eine ausgewogene Keimflora entstehen kann und eine gute häusliche Pflegbarkeit der Implantatkonstruktion, sowie Optimierung der Mundhygiene gegeben sind. Andere Autoren sind der Ansicht, dass eine vollständige Reinigung der Implantatoberfläche für eine anschließende zelluläre Wiederanlagerung angestrebt werden muss (KREISLER ET AL. 2005, ZITZMANN UND BERGLUNDH 2006, AUGTHUN ET AL. 1998, GNOTH ET AL. 2001). Eine weiterführende Forschungsfrage stellt sich dahingehend, in wie weit eine ausreichende Reinigung einer simulierten Periimplantitis mit infraalveolären Taschen und einer Suprakonstruktion in vivo erzielt werden kann und sogar zu einer Ausheilung und Neubildung von Knochen führen kann.

In dieser Arbeit wurde darüber hinaus die Verwendung des Vector Fluid polish als Einflussgröße untersucht. Die Reinigungseffektivität unter Verwendung des Vector Fluid polish fällt auf strukturpolierter Titanoberfläche minimal geringer aus als ohne das Fluid polish. Auf gestrahlt und geätzten Oberfläche hingegen findet,

mit Ausnahme des Aufsatzes Kohlefaser kurz, eine Steigerung der Effektivität unter Hinzunahme des Fluid polish statt. Die zweite Nullhypothese, dass das Vector Fluid polish keinen Einfluss auf die Reinigungseffektivität und Oberflächenstrukturen habe, ist somit widerlegt worden. Besonders der Aufsatz Keramik profitiert durch den Einsatz des Vector Fluid polish und zeigte im Versuch eine Steigerung der Effektivität von 97,78 % auf 99,28 % und lag damit über denen der Kontrollgruppen. Ein Erklärungsansatz hierfür ist, dass das Fluid polish besser in die Senken der mikrostrukturierten Oberflächen eindringen kann und auch dort Plaque entfernt. Der Rauheitsparameter S_a veränderte sich unter Verwendung des Fluid Polish auf strukturpolierter Oberfläche nicht signifikant, der Sdr erhöhte sich niedrig signifikant. Auf gestrahlt-geätzter Titanoberfläche veränderten sich beide Parameter signifikant und das Polish führte zu einer Oberflächenverkleinerung und –glättung.

Laut Herstellerangaben ist für die Energieübergabe der zu Schwingungen angeregten Hydroxylapatitkristallen ein geschlossenes System (periimplantäre Tasche) notwendig. Es liegt die Vermutung nahe, dass in den Krypten eine angeregte Schwingung durch das Fluid polish entstanden ist und so eine höhere Reinigung erzielt werden konnte. Ein geschlossenes System wie die Tasche konnte in diesem Versuch nicht nachgeahmt werden, daher sind hier weitere in-vivo-Versuche oder Tierstudien notwendig. Die ersten Ergebnisse auf mikrostrukturierter Oberfläche sind aber vielversprechend. So könnte das Vector-System mit dem Fluid polish eine Alternative zum Luft-Wasser-Pulverstrahlgerät zum Erreichen von mechanisch schwer zugänglichen Bereichen des Implantats darstellen. Hierbei ist ein Umdenken im Handling notwendig, da berührungslos gearbeitet wird und die Reinigung durch eine Anregung ähnlich wie im Ultraschallbad erfolgt.

Die Beurteilung der vier getesteten Prototypaufsätze der Firma Dürr Dental fiel unterschiedlich aus. Sie zeigten insgesamt gute bis sehr gute Entwicklungsansätze, die weiterverfolgt werden sollten. Ein erster visueller Unterschied zeigte sich in der Form der Instrumentenaufsätze. Der Aufsatz Kohlefaser lang war ein sich leicht zur Spitze hin verjüngender Konus mit abgerundetem Ende. Dieser Aufsatz wies von allen Instrumenten den breitesten Durchmesser der Aufsatzspitze auf. Dank der gering ausgeprägten Konusform lag der Aufsatz parallel an

der zu reinigenden Oberfläche an und ungewollte Beschädigungen blieben aus. Jedoch lies der Instrumentendurchmesser vermuten, dass eine Reinigung am Boden der engen periimplantären Tasche kaum möglich sein würde. Daher wäre eine grazilere Gestaltung des Instruments wünschenswert. Der Aufsatz Kohlefaser lang wies nach Gebrauch die geringsten Abriebspuren auf, was bei der ungeklärten Frage nach dem Verbleib und den Auswirkungen des Abriebs von Vorteil ist.

Die anderen Aufsätze wiesen eine kegelartige Gestalt mit konkavem Profil auf und hatten den geringsten Durchmesser an ihrer Aufsatzspitze. Bei den unter idealen Bedingungen durchgeführten Versuchen fiel wiederholt auf, dass die Reinigung der Versuchsplättchen aufgrund der konischen Instrumentengestaltung erschwert war. Die Aufsätze lagen nur punktuell an der Spitze und im mittleren Bereich auf und reinigten nur dort die Oberfläche von Belägen. Die Ergebnisse zeigten, dass so ein erhöhtes Risiko von Oberflächenbeschädigungen durch die beiden Auflageflächen besteht und dass in diesen Bereichen ein erhöhter Abrieb entstand. In vivo ist eine flächige Anlagerung des Aufsatzes aufgrund einer Suprakonstruktion oder erschwerten Zugänglichkeit unwahrscheinlich, so dass lediglich mit einem kleinen Bereich der seitlichen Instrumentenspitze gearbeitet wird. Es liegt die Vermutung nahe, dass es dadurch zu einer vermehrten Glättung der mikrostrukturierten Oberfläche kommen könnte.

Alle Aufsätze waren teilflexibel und bestanden aus Faserverbundwerkstoffen mit Zusätzen, woher sie auch ihre Namen haben. Der Aufsatz Keramik machte subjektiv beurteilt in der Anwendung den stabilsten und härtesten Eindruck. Die erzielten Ergebnisse können entsprechend interpretiert werden. Für den Aufsatz Keramik war mit geringem Anpressdruck auf beiden Oberflächenstrukturen zu arbeiten. Die gestrahlte und geätzte Oberfläche wies bei zu hohem Anpressdruck allerdings sichtbare Beschädigungen auf. Die Aufsätze Kohlefaser kurz, Kohlefaser lang und Natur wiesen bei optimalem Anpressdruck keine sicht- und messbaren Veränderungen auf. Beide Kohlefaseraufsätze konnten auf strukturierten Oberflächen bei maximalem Anpressdruck von 1,0 N angewendet werden, ohne signifikante Oberflächenbeschädigungen zu verursachen. Auf gestrahlte und geätzte Oberfläche musste der Anpressdruck um 50 % reduziert werden. Auch hier konnten keine signifikanten Oberflächenveränderungen

nachgewiesen werden. Der Anpressdruck des Aufsatzes Natur lag für strukturierte Oberflächen um 40 % unter dem für Kohlefaser und wies keine signifikanten Strukturveränderungen auf. Auf gestrahlte und geätzte Oberfläche war der Anpressdruck identisch zu dem der Kohlefaser aufsätze gewählt worden, jedoch zeigte sich hier eine signifikante Glättung (**, $p < 0,01$). Entsprechend wurde auf dieser Oberfläche eine weitere Reduzierung des Anpressdrucks auf 0,4 N vorgenommen, um die Oberfläche vollständig zu erhalten.

Die Reinigungseffektivität aller Aufsätze lagen im Mittel bei über 98 % auf strukturierten und bei über 97 % auf gestrahlte und geätzte Oberfläche und damit insgesamt auf sehr hohem Niveau. Die niedrigste Effektivität ist auf beiden Oberflächen beim Aufsatz Kohlefaser lang festzustellen.

Alle Versuche dieser Studie wurden an standardisierten, kreisrunden Versuchsplättchen unter direkter Sicht im Laborumfeld durchgeführt. Daher sollten in den nächsten Schritten weitere Untersuchungen *in vitro* und *in vivo* folgen, bei denen eine Validierung dieser Ergebnisse angestrebt werden sollte. Der Einfluss, den die Schwierigkeiten bei der Reinigung von zylindrischen Körpern mit Schraubwindungen *in-situ* spielen können, ist mit Blick auf die auch im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Parameter wie Reinigungseffektivität und Oberflächenbeschädigung, nicht zu unterschätzen und sollte weiter abgeklärt werden. Denn Positionierung des Implantats in der Mundhöhle, die Zugänglichkeit und die Reinigung des Implantatkörpers mit einer Suprakonstruktion und Schraubwindungen erschweren nachweislich die Reinigung (ROOS-JANSÄKER 2006c). So zeigten KARRING ET AL. (2005), dass die Periimplantitistherapie mittels des Vectors mit Karbonspitze, aber auch mit einer Karbonkürette zu einer signifikanten Reduzierung der Entzündungszeichen führt, aber nicht zu einer Knochenneubildung nach 6 Monaten.

Des Weiteren bleibt *in vivo* zu ermitteln, was mit dem Instrumentenabrieb in einer periimplantären Tasche geschieht: ob dieser vollständig durch das Spül- und Kühlwasser heraustransportiert wird oder in der Tasche verbleibt und Heilungsprozesse signifikant beeinflusst werden, wie von manchen Autoren vermutet (SCHWARZ ET AL. 2003a, RAMAGLIA ET AL. 2006). Ebenso bleibt zu untersuchen, ob das Vector Fluid polish Auswirkungen auf die Zellen des umliegenden Gewebes oder die Neuanlagerung von Zellen hat. Oder ob eine Benetzung der gereinigten

Oberfläche mit Suspensionsbestandteilen wie Hydroxylapatit sogar förderlich auf die Zellen wirken.

Es wurden erste Forschungsansätze zur Beschichtung der Oberflächen zur schnelleren Osseointegration und verzögerten Bakterienadhäsion veröffentlicht (LANG ET AL. 2011). Hierzu gehört z. B. die SLActiv Oberfläche der Firma Straumann, bei der nach einer Sandstrahlung und Säureätzung unter Schutzglas das Implantat in einer Flüssigkeit gelagert wird, und dadurch eine chemisch aktive und hydrophile Oberfläche entsteht (LANG ET AL. 2011). Ein weiterer Forschungsansatz beschäftigt sich mit der Oberflächenbeschichtung mit Nucleinsäuren, die osteoinduktiv wirken. Hier wird verstärkt mit knochenmorphogenetischem Protein, dem bone morphogenetic protein (BMP) geforscht. Erste Veröffentlichungen zeigen, dass die Osseointegration hiermit schneller verläuft (SMEETS ET AL. 2013, YEO 2014).

In der vorliegenden Arbeit wurde *Streptococcus mutans* zur weichen Biofilmsimulation verwendet. Jedoch spielt diese Bakterienart bei der Periimplantitisentstehung keine Rolle und auch bei der Plaquebildung wirken noch weitere Bakterien mit. Die Labor-Anzucht des *Streptococcus mutans* gelingt allerdings zuverlässig und reproduzierbar. In weiterführenden Untersuchungen sollten die Versuche mit einer periimplantären Bakterienkultur wiederholt werden, da diese eine andere Adhäsion als die Streptokokken aufweisen (HEUER ET AL. 2008, TEUGHELS ET AL. 2006).

Die Anzahl von Arbeitszügen, die für eine sichtbare Reinigung der Versuchsoberfläche benötigt wurden, wurde nicht erfasst und nicht in die Auswertung der Wirksamkeit einbezogen. Dafür wurde die Arbeitsweise und Behandlungsdauer nach einer linearen Bearbeitung auf max. 30 Sekunden, bzw. einer punktuellen Bearbeitung auf max. 15 Sekunden pro Versuchsplättchen beschränkt. Es konnte gezeigt werden, dass eine punktuelle Bearbeitung auch bei vergleichsweise niedrigen Anpressdrücken zu Oberflächenabtragungen führte, während diese unter ständiger Bewegung des Aufsatzes vermieden werden konnten. Das Verweilen des Aufsatzes auf einer Stelle sollte zur schonenden Reinigung daher vermieden werden und nur bei gezielter Glättung angewendet werden.

Die computergestützte Auswertung der verbliebenen weichen Restplaque erfolgte durch Anfärben der Bakterienreste mit Mira-2-Tone. Dies wurde bereits in

der Kariologie beschrieben (DANSER ET AL. 1998, DÖRFER ET AL. 2001). Die Applikation des Farbstoffs erfolgte durch die gleiche Person, jedoch unterlag die aufgetragene Menge Schwankungen, wodurch die Intensität der Färbung und die anschließende computergestützte Auswertung der Plaquemenge beeinflusst worden sein können. Wie bereits bei vorherigen Untersuchungen beschrieben, birgt die computergestützte Auswertung der dunkelvioletten Restplaque auf grauen Implantatoberflächen ein Kontrastproblem (KAHILI 2012). Dadurch kann es zum Mitzählen von Bildpunkten kommen, die eigentlich gereinigt waren und Titanoberfläche darstellten. Da diese Auswertung automatisiert durchgeführt wurde, betrifft diese mögliche Verzerrung allerdings alle Aufnahmen und sollte zu keinen systematischen Verzerrungen führen. Mittels der verwendeten Analyse-methode kann jedoch keine belastbare Aussage darüber getroffen werden, ob es sich um vitale oder devitale, adhärente oder nicht abgespülte Bakterien handelt. In den letzten Jahren rückten Oberflächeneigenschaften wie die Benetzbarkeit, die Oberflächenenergie und die chemische Aktivierung der Oberflächen immer weiter in den Mittelpunkt der Materialentwicklung und Diskussion (ALBREKTSSON UND WENNERBERG 2004A, TEUGHELS ET AL. 2006). In der Forschung wird daher zunehmend die Frage untersucht, welche dieser Parameter in welchem Umfang und in welchen Wechselbeziehungen eine Osseointegration begünstigen und ob ggf. eine Reosseointegration erleichtert wird. Noch nicht abschließend geklärt ist zudem die Frage, inwieweit eine Reosseointegration einer zuvor kontaminierten Oberfläche überhaupt möglich ist und welche Auswirkungen eine Implantatreinigung auf die Osteoblasten und Fibroblasten hat. SCHWARZ ET AL. (2003a) wiesen nach, dass sich osteoblastenähnliche Zellen nach der Reinigung einer Titanoberfläche mittels des Vectors mit einem Kohlefaseraufsatz im Vergleich zum Er:YAG-Laser in geringerem Ausmaß anlagerten.

Diese offenen Fragen lassen vermuten, dass die Entwicklung der Reinigungsinstrumente und Geräte zur Mukositis- und Periimplantitistherapie noch nicht abgeschlossen ist.

7. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Folgende Schlussfolgerungen lassen sich aus den durchgeführten Versuchen ableiten:

- Eine oberflächenschonende, effektive Reinigung war mit den Aufsätzen Natur, Kohlefaser kurz und lang ähnlich gut wie mit den Vergleichsgruppen PI und implant zu erzielen.
- Der anzuwendende optimale Anpressdruck für strukturpolierte Titanoberflächen lag doppelt bis vierfach so hoch wie für gestrahlt-geätzte Oberflächen.
- Oberflächenveränderungen durch härtere PEEK-Aufsätze wie Keramik sind von der Oberflächengrundstruktur abhängig: strukturpolierte Oberflächen wurden zerkratzt und dadurch rauer, wohingegen gestrahlt-geätzte Oberflächen an den Spitzen abgetragen und dadurch geglättet wurden.
- Alle Reinigungsaufsätze führten zu hohen Reinigungseffektivitäten von über 97 %, wobei gestrahlt-geätzte Oberflächen etwas unvollständiger gereinigt wurden als strukturpolierte Oberflächen. Besonders in den Tälern fanden sich nach der Reinigung Plaqueansammlungen. Unter Verwendung des Vector Fluid polish konnte dieses Defizit ausgeglichen werden, die Oberfläche wurde jedoch aufgeraut.
- Die PEEK-Materialien der Instrumentenspitzen nutzten sich bei Gebrauch unterschiedlich stark ab. Weichere Aufsätze wie implant oder Kohlefaser kurz nutzten sich zwar schneller ab und erzeugten mehr Abrieb, verursachten jedoch keine Oberflächenbeschädigungen und reinigten effektiver.
 - Der Prototyp Kohlefaser kurz kann aufgrund seiner hohen Reinigungseffektivität bei gleichzeitiger Schonung der Oberfläche empfohlen werden
 - Der Aufsatz Kohlefaser lang hat eine breite Grundgestalt, beschädigte nicht die Oberflächenstruktur, reinigte aber am wenigsten effektiv
 - Der Aufsatz Natur bedurfte eines mittleren Anpressdrucks auf beiden Oberflächen, reinigte dann aber effektiv ohne Beschädigungen
 - Der Aufsatz Keramik führte bereits bei geringerem Anpressdruck zu Oberflächenbeschädigungen und reinigte weniger effektiv. Er empfiehlt sich zur gezielten Glättung mikrostrukturierter Oberflächen.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Diese In-vitro-Studie sollte klären, welches der optimale Anpressdruck des Prototypen Vector 2 mit verschiedenen Prototypaufsätzen zur Implantatreinigung aus PEEK-Materialien an eine Titanoberfläche ist (I) und ob Beschädigungen oder Rauigkeitsveränderungen licht-, rasterelektronenmikroskopisch oder laserprofilometrisch erkennbar sind (II). Des Weiteren sollte die Reinigungseffektivität der vier Prototypaufsätze verglichen (III), sowie der Einfluss des Vector Fluid polish bei Reinigung untersucht werden (IV). Als Referenzgeräte dienten der Piezon Master 700 (EMS) mit dem Aufsatz PI und die SONICflex 2003 L (KaVo) mit Aufsatz implant.

Es wurden in jedem der drei Versuchskomplexe jeweils fünf Titanprobeplättchen ($\varnothing = 1\text{cm}$) mit strukturpolierter und fünf mit gestrahlt-geätzter Oberfläche pro Aufsatz bearbeitet. Die Versuche wurden von einer Person unter Laborbedingungen durchgeführt. Im ersten Versuchskomplex wurden die Oberflächen unter standardisierten Bedingungen mit Anpressdrücken von 0,3 - 1,0 N für den Vector 2, respektive 0,4 – 2,0 N für den Piezon Master 700 und die SONICflex 2003L bearbeitet. Anschließend wurden die Plättchen licht- und rasterelektronenmikroskopisch auf Bearbeitungsspuren untersucht. Der Anpressdruck, bei dem keine Oberflächenbeschädigungen nachgewiesen werden konnte, wurde im Anschluss als empfehlenswerter optimaler Anpressdruck eingestuft. Im zweiten Versuchskomplex wurden Titanprobeplättchen mit den ermittelten optimalen Anpressdrücken bearbeitet und raster- und laserprofilometrisch auf Beschädigungen kontrolliert. Zusätzlich wurden die Rauheitsparameter S_a und S_{dr} bestimmt. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet (ANOVA, gepaarter T-Test) und die Signifikanzen miteinander verglichen. Im dritten Versuchskomplex wurde ein gleichmäßiger Bakterienrasen von *Streptococcus mutans* auf den Plättchen angezüchtet und unter Verwendung der optimalen Anpressdrücke für das jeweilige Gerät und Aufsatz gereinigt. Verbliebene Restplaque wurde mit Mira-2-Tone angefärbt und bei 200facher Vergrößerung im Lichtmikroskop randomisiert fotografiert. Die Effektivitätsberechnung erfolgte computergestützt.

Die Versuchskomplexe zwei und drei wurden für die Aufsätze des Vector 2 jeweils mit und ohne Verwendung des Vector Fluid polish durchgeführt.

Die Ergebnisse der drei Versuchskomplexe zeigen, dass die Prototyp-Aufsätze Kohlefaser kurz und lang, sowie eingeschränkt der Aufsatz Natur zur Reinigung

von Implantatoberflächen empfohlen werden können und ähnliche Ergebnisse wie die Vergleichsaufsätze von EMS und KaVo erzielen. Jedoch ist der Anpressdruck an die Oberflächenstruktur anzupassen. So kann auf strukturpolierter Titanoberfläche ein zwei bis vier Mal höherer Druck als auf mikrostrukturierten Oberflächen für die Aufsätze PI, implant, Kohlefaser kurz und lang verwendet werden. Auf gestrahlt-geätzten Oberflächen führt ein zu hoher Anpressdruck zu Glättungen der mikrostrukturierten Oberfläche. Die Aufsätze PI und implant können mit dem Maximum von bis zu 2,0 N auf strukturpolierter Oberfläche, Kohlefaser kurz und lang mit der maximalen Anpresskraft des Vector 2 bis zu 1,0 N, der Aufsatz Natur mit bis zu 0,6 N zur beschädigungsfreien Reinigung verwendet werden. Auf gestrahlt-geätzter Oberfläche muss die Anpresskraft für alle diese Aufsätze auf 0,5 N reduziert werden. Der Aufsatz Keramik hinterließ bereits bei geringen Anpressdrücken von 0,3 N Oberflächenbeschädigungen und ist daher zu einer schonenden Reinigung nicht zu empfehlen. Punktuelle Bearbeitungen sollten für alle Geräte und Oberflächen aufgrund von Oberflächenbeschädigungen vermieden werden.

Die Instrumentenaufsätze nutzten sich bei Gebrauch ab. Umso weicher sich der Aufsatz subjektiv darstellte, umso größer war die Abnutzung. Der Aufsatz implant zeigte den stärksten, die Aufsätze Keramik und Kohlefaser lang die geringsten Abtragungen.

Eine vollständige Reinigung der Titanoberflächen ist nicht möglich, jedoch konnten in allen Versuchen hohe Reinigungseffektivitäten von über 97 % erzielt werden. Die glatten strukturpolierte Oberflächen wurden dabei minimal besser gereinigt als gestrahlt-geätzte Oberflächen, die mehr Einsenkungen und Erhebungen aufweisen. Unter Zuhilfenahme des Vector Fluid polish wurden diese Einsenkungen jedoch etwas effektiver gereinigt, daher ist der Einsatz auf rauen Oberflächen unter Reduzierung des Anpressdruckes empfehlenswert. Die strukturpolierten Oberflächen wurden durch das Fluid polish etwas aufgeraut.

Positiv kann der Prototypaufsatz Kohlefaser kurz aufgrund seiner hohen Reinigungseffektivität bei gleichzeitiger Schonung der Oberfläche hervorgehoben werden und daher zur Reinigung ohne Oberflächenveränderungen empfohlen werden. Die ermittelten Reinigungswerte waren vergleichbar mit denen der Aufsätze PI (EMS) und implant (KaVo). Der Aufsatz Kohlefaser lang weist eine vergleichsweise große Grundgestalt auf und nutzt sich kaum ab, reinigt aber im

8. Zusammenfassung

Vergleich minimal schlechter. Die Aufsätze Natur und Keramik beschädigten bereits bei geringen Anpressdrücken die verschiedenen Oberflächen und zeigten mehr Instrumentenabrieb. Besonders der Aufsatz Keramik kann verwendet werden, wenn ein gezielter Abtrag der Mikrorauigkeiten gewünscht wird.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Vector 2 mit den bereits eingeführten Referenzgeräten von EMS und KaVo hinsichtlich der betrachteten Parameter vergleichbar ist und die Prototypaufsätze bei Anpassung des Anpressdrucks an die zu reinigende Oberfläche vielversprechende Ergebnisse in der schonenden und zugleich effektiven Reinigung von Implantatoberflächen liefern.

9. LITERATURVERZEICHNIS

Die Literaturverwaltung erfolgte mit dem Programm Citavi 4.2 (Swiss Academic Software GmbH, Wädenswil, Schweiz).

- Abrahamsson, I.; Berglundh, T.; Moon, I.-S.; Lindhe, J. (1999): Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 26 (9), S. 600–607.
- Aghazadeh, A.; Persson, R. G.; Renvert, S. (2012): A single-centre randomized controlled clinical trial on the adjunct treatment of intra-bony defects with autogenous bone or a xenograft: results after 12 months. *J Clin Periodontol* 39 (7), S. 666–673.
- Albouy, J.-P.; Abrahamsson, I.; Persson, L. G.; Berglundh, T. (2008): Spontaneous progression of peri-implantitis at different types of implants. An experimental study in dogs. I: clinical and radiographic observations. *Clin Oral Implants Res* 19 (10), S. 997–1002.
- Albouy, J.-P.; Abrahamsson, I.; Persson, L. G.; Berglundh, T. (2009): Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface characteristics. An experimental study in dogs II: histological observations. *Clin Oral Implants Res* 20 (4), S. 366–371.
- Albrektsson, T.; Isidor, F. (1994): Consensus report of session IV. In: Lang, NP, Karring, T. (eds.): *Proceedings of the First European Workshop on Periodontology*. Quintessenz, S. 365–369.
- Albrektsson, T.; Zarb, G.; Worthington, P.; Eriksson, A. R. (1986): The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1 (1), S. 11–25.
- Albrektsson, T.; Wennerberg, A. (2004a): Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 17 (5), S. 536–543.
- Albrektsson, T.; Wennerberg, A. (2004b): Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont* 17 (5), S. 544–564.
- Andreiotelli, M.; Wenz, H. J.; Kohal, Ralf-Joachim (2009): Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 20 Suppl 4, S. 32–47.

- Astrand, P.; Engquist, B.; Dahlgren, S.; Gröndahl, K.; Engquist, E.; Feldmann, H. (2004): Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. Clin Oral Implants Res 15 (4), S. 413–420.
- Augenstein, D. (2007): Dissertation zur bakteriellen Besiedlung bei Implantat-suprakonstruktionen. In vivo Studie zur Beurteilung der bakteriellen Besiedlung der Gold- und Titankappen von vertikal und horizontal verschraubten Suprakonstruktionen auf ITI-Implantaten. Med. Diss. Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg im Breisgau. Institut für Medizinische Mikrobiologie und Hygiene. Online verfügbar unter http://www.freidok.uni-freiburg.de/volltexte/3075/pdf/Dissertation_zur_bakteriellen_Besiedlung_bei_Implantatsuprakonstruktionen.pdf, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- Augthun, M.; Tinschert, J.; Huber, A. (1998): In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. J Periodontol 69 (8), S. 857–864.
- Barbour, M. E.; O'Sullivan, D. J.; Jenkinson, H. F.; Jagger, D. C. (2007): The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. J Mater Sci Mater Med 18 (7), S. 1439–1447.
- Bassetti, M.; Schär, D.; Wicki, B.; Eick, S.; Ramseier, C. A.; Arweiler, N. B.; Sculean, A.; Salvi, G. E. (2014): Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: 12-month outcomes of a randomized controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res 25 (3), S. 279–287.
- Bassetti, R.; Bassetti, M.; Enkling, N.; Mericske-Stern, R. (2001): Behandlung einer fortgeschrittenen Periimplantitis im Unterkiefer. Schweiz Monatsschr Zahnmed 121, S. 325–332.
- Bayer, G. (2007): Skript zum DGOI Curriculum Implantologie. Implantologie im Praxisablauf.
- Becker, W.; Becker, B. E.; Newman, M. G.; Nyman, S. (1990): Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. Int J Oral Maxillofac Implants 5 (1), S. 31–38.
- Berglundh, T.; Abrahamsson, I.; Lindhe, J. (2005): Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. J Clin Periodontol 32 (9), S. 925–932.

- Berglundh, T.; Lindhe, J. (1996): Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 23 (10), S. 971–973.
- Berglundh, T.; Lindhe, J.; Marinello, C.; Ericsson, I.; Liljenberg, B. (1992): Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 3 (1), S. 1–8.
- Berglundh, T.; Persson, L.; Klinge, B. (2002): A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29 Suppl 3, S. 197–212.
- Brånemark, P. I.; Hansson, B. O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindström, J.; Hallén, O.; Ohman, A. (1977): Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16, S. 1–132.
- Bratu, E. A.; Tandlich, M.; Shapira, L. (2009): A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 20 (8), S. 827–832.
- Braun, A.; Krause, F.; Schiffer, A.; Frentzen, Matthias (2000): Anwendung des Vector®-Ultraschallsystems im Rahmen der Parodontitisbehandlung. *Quintessenz Team-Journal* 30 (12), S. 645–652.
- Braun, K. (2007): Empfohlene Leistungsstufen der SONICflex Spitzen. Hg. v. KaVo. Online verfügbar unter <http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=47&oid=002&lid=De>, zuletzt aktualisiert am 11.05.2007, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- Buser, D.; Weber, H. P.; Donath, K.; Fiorellini, J. P.; Paquette, D. W.; Williams, R. C. (1992): Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol* 63 (3), S. 225–235.
- Casado, P. L.; Otazu, I. B.; Balduino, A.; de Mello, W.; Barboza, E. P.; Duarte, M. E. L. (2011): Identification of Periodontal Pathogens in Healthy Periimplant Sites. *Implant Dent* 20 (3), S. 226–235.
- Wiehr, C.; Seewig, J.: 3D-Kenngrößen nach ISO 25178. Online verfügbar unter <http://ak-rauheit.de/files/3D%20Kenngr%F6%DFen.pdf>, zuletzt geprüft am 08.10.2013.
- Claffey, N.; Clarke, E.; Polyzois, I.; Renvert, S. (2008): Surgical treatment of peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 35 (8 Suppl), S. 316–332.

- Danser, M. M.; Timmerman, M. F.; IJzerman, Y.; van der Velden, U; Warren, P. R.; van der Weijden, F. A. (1998): A comparison of electric toothbrushes in their potential to cause gingival abrasion of oral soft tissues. *Am J Dent* 11 (Spec No), S. 35-39.
- Degidi, M.; Artese, L.; Scarano, A.; Perrotti, V.; Gehrke, P.; Piattelli, A. (2006a): Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 77 (1), S. 73–80.
- Deichmann, J. A. (2007): Die Oberflächenmorphologie dentaler Implantate nach subgingivaler Dekontaminierung im Rahmen einer chirurgischen Periimplantitis-Therapie. Profilometrischer Vergleich der Effekte diamantierter Schleifkörper, Pulverstrahlverfahren und ultraschallaktivierter Partikel in-vitro., Med Diss, Eberhard Karls Universität, Tübingen. Medizinische Fakultät. Online verfügbar unter http://tobias-lib.uni-tuebingen.de/volltexte/2007/2937/pdf/Dissertation_DeichmannJulia_2007.pdf, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- Deppe, H.; Greim, H.; Brill, T.; Wagenpfeil, S.; Donath, K. (2005): CO₂-Lasertherapie periimplantärer Infektionen - In-vitro- und In-vivo-Ergebnisse. *Implantologie* 13 (3), S. 225–235.
- Deppe, H.; Horch, H. H.; Henke, J.; Donath, K. (2001): Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16 (5), S. 659–667.
- DGI - Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich e. V.: Implantate. Für mehr Zahn als Ersatz. Hg. v. DGI - Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich e. V. Online verfügbar unter <http://www.dginet.de/web/dgi/warum>, zuletzt geprüft am 22.03.2014.
- Di Paolo, N.; Bocci, V.; Cappelletti, F.; Petrini, G.; Gaggiotti, E. (2002): Necrotizing fasciitis successfully treated with extracorporeal blood oxygenation and ozonization (EBOO). *Int J Artif Organs* 25 (12), S. 1194–1198.
- Dmytryk, J. J.; Fox, S. C.; Moriarty, J. D. (1990): The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol* 61 (8), S. 491–496.

- Dobson, J.; Wilson, M. (1992): Sensitization of oral bacteria in biofilms to killing by light from a low-power laser. *Arch Oral Biol* 37 (11), S. 883–887.
- Dörfer, C. E.; Berbig, B.; von Bethlenfalvy, E R; Staehle, H. J.; Pioch, T. (2001): A clinical study to compare the efficacy of 2 electric toothbrushes in plaque removal. *J Clin Periodontol* 28 (11), S. 987–994.
- Dörtbudak, O.; Haas, R.; Bernhart, T.; Mailath-Pokorny, G. (2001): Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 12 (2), S. 104–108.
- Drago, L.; Del Fabbro M.; Bortolin, M.; Vassena, C.; De Vecchi, E.; Taschieri, S. (2014): Biofilm removal and antimicrobial activity of two different air-polishing powders: an in vitro study. *J Periodontol* 85 (11), S. 363-369
- Drisko, C. L.; Cochran, D. L.; Blieden, T.; Bouwsma, O. J.; Cohen, R. E.; Damoulis, P. et al. (2000): Position paper: sonic and ultrasonic scalers in periodontics. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. *J Periodontol* 71 (11), S. 1792–1801.
- Dyas, A.; Boughton, B. J.; Das, B. C. (1983): Ozone killing action against bacterial and fungal species; microbiological testing of a domestic ozone generator. *J Clin Pathol* 36 (10), S. 1102–1104.
- E.M.S electro medical systems SA (Hg.) (2010): Bedienungsanleitung Piezon Master 700. Online verfügbar unter http://www.ems-company.com/media/piezon_master_700/FB-430_3_ed_2010-01_Mode%20d%27emploi%20PIEZON%20MASTER%20700.pdf, zuletzt aktualisiert am 24.02.2010, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- E.M.S. - Electro Medical Systems S.A. (Hg.): Piezon Ultraschallchirurgie. Selbstregelnde Technologie. Online verfügbar unter <http://new.ems-company.com/de/dental/methode-piezon/piezon-surgery-produkte.html>, zuletzt geprüft am 24.05.2014.
- Eberhard, J.; Ehlers, H.; Falk, W.; Açil, Y.; Albers, H.-K.; Jepsen, S. (2003): Efficacy of subgingival calculus removal with Er:YAG laser compared to mechanical debridement: an in situ study. *J Clin Periodontol* 30 (6), S. 511–518.
- Ehrenfest, D.; David M; Coelho, P. G.; Kang, B.-S.; Sul, Y.-T.; Albrektsson, T. (2010): Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol* 28 (4), S. 198–206.

- Eickholz, P. (2013): Parodontologie von A bis Z. Grundbegriffe für die Praxis. Berlin [u.a.]: Quintessenz.
- Eiffert, J. K. (2001): Vergleich der Dekontaminationswirkung von Dioden- und Er:YAG-Laserlicht sowie chemischen Desinfektionslösungen auf Titanoberflächen mit oralen Biofilmen. Eine in-vitro-Studie ex vivo. Göttingen. Med Diss, Online verfügbar unter <http://ediss.uni-goettingen.de/bitstream/handle/11858/00-1735-0000-0006-B2B6-D/eiffert.pdf?sequence=1>, zuletzt geprüft am 09.10.2013.
- EM Espe (2011): Gebrauchsinformation. Clinpro Powder. Online verfügbar unter http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUN82BnY_BevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=clinpro_powder_ifu_we.pdf, zuletzt geprüft am 25.05.2014.
- EMS electro medical systems SA (2013): Gebrauchsanweisung AIR-FLOW Perio. Hg. v. E.M.S. - Electro Medical Systems S.A. Online verfügbar unter http://new.ems-company.com/images/documentation/manuals/fb-401_ed_2013_03_powder%20perio%20sheet.pdf, zuletzt geprüft am 25.05.2014.
- Ericsson, I.; Berglundh, T.; Marinello, C.; Liljenberg, B.; Lindhe, J. (1992): Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. Clin Oral Implants Res 3 (3), S. 99–103.
- Ericsson, I.; Nilner, K.; Klinge, B.; Glantz, P. O. (1996): Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. Clin Oral Implants Res 7 (1), S. 20–26.
- Esposito, M.; Coulthard, P.; Thomsen, P.; Worthington, H. V. (2005): The role of implant surface modifications, shape and material on the success of osseointegrated dental implants. A Cochrane systematic review. Eur J Prosthodont Restor Dent 13 (1), S. 15–31.
- Esposito, M.; Grusovin, M. G.; Coulthard, P.; Worthington, H. V. (2008): The efficacy of interventions to treat peri-implantitis: a Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. Eur J Oral Implantol 1 (2), S. 111–125.
- Esposito, M.; Grusovin, M. G.; Worthington, H. V. (2012): Treatment of peri-implantitis: what interventions are effective? A Cochrane systematic review. Eur J Oral Implantol 5 Suppl, S. S21-41.

- Schlottig, F. (2010): Implantatoberflächen – Stand der Technik – Teil 2. Hg. v. Spitta Verlag GmbH & Co. KG. ZMK-aktuell.de. Online verfügbar unter <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/implantologie/story/implantatoberflaechen-stand-der-technik-teil-2.html>, zuletzt aktualisiert am 10.05.2010, zuletzt geprüft am 06.03.2014.
- Schlottig, F. (2011): Implantatoberflächen – Stand der Technik – Teil 1. Hg. v. Spitta Verlag GmbH & Co. KG. Online verfügbar unter <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/implantologie/story/implantatoberflaechen-stand-der-technik-teil-1.html>, zuletzt aktualisiert am 31.01.2011, zuletzt geprüft am 06.03.2014.
- Flemmig, T. F.; Hetzel, M.; Topoll, H.; Gerss, J.; Haeberlein, I.; Petersilka, G. (2007): Subgingival debridement efficacy of glycine powder air polishing. J Periodontol 78 (6), S. 1002–1010.
- Fox, S. C.; Moriarty, J. D.; Kusy, R. P. (1990): The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. J Periodontol 61 (8), S. 485–490.
- Fransson, C.; Lekholm, U.; Jemt, T.; Berglundh, T. (2005): Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. Clin Oral Implants Res 16 (4), S. 440–446.
- Frentzen, M.; Sculean, A.; Visser, H. (2005): Wissenschaftliche Stellungnahme - Laser in der Parodontologie. Deutsch Zahnärztl Zeitschrift 60 (6).
- Fürst, M. M.; Salvi, G. E.; Lang, N. P.; Persson, G. R. (2007): Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants. Clin Oral Implants Res 18 (4), S. 501–508.
- Gahlert, M.; Roehling, S.; Sprecher, C. M.; Kniha, H.; Milz, S.; Bormann, K. (2012): In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. Clin Oral Implants Res 23 (3), S. 281–286.
- Gantes, B. G.; Nilveus, R. (1991): The effects of different hygiene instruments on titanium surfaces: SEM observations. Int J Periodontics Restorative Dent 11 (3), S. 225–239.
- Glauser, R.; Sailer, I.; Wohlwend, A.; Studer, S.; Schibli, M.; Schärer, P. (2004): Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 17 (3), S. 285–290.

- GlaxoSmithKline Consumer Healthcare GmbH & Co. KG (Hg.): Beipackzettel Chlorheyamed fluid 0,2%, zuletzt geprüft am 30.04.2013.
- Gnoth, S. H.; Weibrich, G.; Wahlmann, U.; Götz, H.; Krummenauer, F. (2001): Veränderungen von Titanoberflächen dentaler Implantate nach Anwendung verschiedener Hygieneinstrumente. *Z Zahnärztl Implantol* 17, S. 30–35.
- Griffiths, P. V. (1978): The management of the pacemaker wearer during dental hygiene treatment. *Dent Hyg (Chic)* 52 (12), S. 573–576.
- Guentsch, A.; Preshaw, P. M. (2008): The use of a linear oscillating device in periodontal treatment: a review. *J Clin Periodontol* 35 (6), S. 514–524.
- Hahn, R. (1999): Die Vector Methode. Klinische Anwendung und wissenschaftliche Grundlagen. vorläufige Fassung 11/1999. Bietigheim-Bissingen: Dürr Dental GmbH & Co. KG.
- Hahn, R. (2000): Therapie und Prophylaxe der Parodontitis mit der Vector-Methode. *ZWR* 109 (11), S. 642–645.
- Harris, L. G.; Richards, R. G. (2004): Staphylococcus aureus adhesion to different treated titanium surfaces. *J Mater Sci Mater Med* 15 (4), S. 311–314.
- Hartschne, J.; Frentzen, M. (2002): Untersuchungen zu Effekten des Vector-Systems im Vergleich zur konventionellen Ultraschall- und Handinstrumentation. *Parodontol d Zeitschr f d Praxis* 2002 (13/2), S. 133–142.
- Hausladen, F.: Persönliches Gespräch (Ulm, 2011)
- Hermann, J. S.; Buser, D.; Schenk, R. K.; Schoolfield, J. D.; Cochran, D. L. (2001): Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 12a (6), S. 559–571.
- Hermann, J. S.; Schoolfield, J. D.; Schenk, R. K.; Buser, D.; Cochran, D. L. (2001): Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 72b (10), S. 1372–1383.
- Heuer, W.; Elter, C.; Demling, A.; Suerbaum, S.; Heidenblut, T.; Bach, Fr.-W. et al. (2008): Analyse der initialen Biofilmbildung auf oberflächenmodifizierten Healing-Abutments. *Deutsch Zahnärztl Zeitschrift* 63 (9), S. 632–638.
- Hoffmann, O.; Angelov, N.; Zafiropoulos, G.; Andreana, S. (2012): Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27 (2), S. 352–358.

- Holbrook, W. P.; Muir, K. F.; Macphee, I. T.; Ross, P. W. (1978): Bacteriological investigation of the aerosol from ultrasonic scalers. *Br Dent J* 144 (8), S. 245–247.
- Homiak, A. W.; Cook, P. A.; DeBoer, J. (1992): Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 67 (3), S. 364–369.
- Hultin, M.; Gustafsson, A.; Hallström, H. ; Johansson, L. –A.; Ekfeldt, A.; Klinge, B. (2002): Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 13 (4), S. 349–358.
- Huth, K. C.; Saugel, B.; Jakob, F. M.; Cappello, C.; Quirling, M.; Paschos, E. et al. (2007): Effect of aqueous ozone on the NF-kappaB system. *J Dent Res (Journal of dental research)* 86 (5), S. 451–456.
- Huth, K. C.; Quirling, M.; Lenzke, S.; Paschos, E.; Kamereck, K.; Brand, K. (2011): Effectiveness of ozone against periodontal pathogenic microorganisms. *Eur J Oral Sci* 119 (3), S. 204–210.
- Isidor, F. (1996): Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 7 (2), S. 143–152.
- Isidor, F. (1997): Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 8 (4), S. 255–264.
- Janner, A. (2003): Schwingungsverhalten verschiedener Schall- und Ultraschallansätze und Empfehlungen für die klinische Anwendung am Patienten. Dissertation. Ludwig-Maximilian-Universität München, München. Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie. Med Diss, Online verfügbar unter http://e-doc.ub.uni-muenchen.de/1534/1/Janner_Andrea.pdf, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- John, G.; Becker, J.; Schwarz, F. (2014): Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces - an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 25 (7), S. 838–842.
- Jori, G.; Fabris, C.; Soncin, M.; Ferro, S.; Coppellotti, O.; Dei, D. (2006): Photodynamic therapy in the treatment of microbial infections: basic principles and perspective applications. *Lasers Surg Med* 38 (5), S. 468–481.

- Jung, R. E.; Sailer, .I; Hämmerle, C. H. F.; Attin, T.; Schmidlin, P. (2007): In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27 (3), S. 251–257.
- Kahili, F. (2012): Entfernung eines bakteriellen Biofilms von Implantatoberflächen. Dissertation. Universität Hamburg, Hamburg. Medizinische Fakultät. Med Diss, Online verfügbar unter <http://ediss.sub.uni-hamburg.de/volltexte/2012/5571/pdf/Dissertation.pdf>, zuletzt geprüft am 09.02.2014.
- Karoussis, I. K.; Salvi, G. E.; Heitz-Mayfield, L. J. A.; Brägger, U.; Hämmerle, C. H. F.; Lang, N. P. (2003): Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 14 (3), S. 329–339.
- Karring, E. S.; Stavropoulos, A.; Ellegaard, B.; Karring, T. (2005): Treatment of peri-implantitis by the Vector system. A pilot study. *Clin Oral Implants Res* 16 (3), S. 288–293.
- Kasemo, B. (1983): Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Proth Dent* 45 (6), S. 832-837
- KaVo (Hg.) (2008): Gebrauchsanweisung. Für SONICflex Spitzen implant - REF 1.003.8167, implant A - REF 1.006.2027, implant refill - REF 1.003.8168. Online verfügbar unter <http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=47&oid=002&lid=De>, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- KaVo (Hg.) (2010): Gebrauchsanweisung SONICflex 2003 - REF 1.000.4246 SONICflex LUX 2003 L - REF 1.000.4243, zuletzt aktualisiert am 09.09.2010, zuletzt geprüft am 06.03.2011.
- Kawashima, H.; Sato, S.; Kishida, M.; Yagi, H.; Matsumoto, K.; Ito, K. (2007): Treatment of titanium dental implants with three piezoelectric ultrasonic scalers: an in vivo study. *J Periodontol* 78 (9), S. 1689–1694.
- Klein, F.; Eger, T.; Radek, M.; Eickholz, P. (2002): Glossar der Grundbegriffe für die Praxis. Periimplantäre Infektionen. *Parodontologie die Zeitschrift für die Praxis* 13 (1), S. 79–88.
- Klokkevold, P. R.; Nishimura, R. D.; Adachi, M.; Caputo, A. (1997): Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res* 8 (6), S. 442–447.
- Koch, F. P.; Weng, D.; Krämer, S.; Biesterfeld, S.; Jahn-Eimermacher, A.; Wagner, W. (2010): Osseointegration of one-piece zirconia implants compared

with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 21 (3), S. 350–356.

- Koeck, B.; Ackermann, K. L. (2005): *Implantologie*. Studienausg. der 2. Aufl. 2004. München: Elsevier, Urban & Fischer (Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 13).
- Kohal, R. J.; Weng, D.; Bächle, M.; Klaus, G. (2003): Zirkonoxid-Implantate unter Belastung. Eine vergleichende histologische, tierexperimentelle Untersuchung 19 (2). *Z Zahnärztl Implantol* 19 (2), S. 88–91.
- Koldslund, O. C.; Scheie, A. A.; Aass, A. M. (2010): Prevalence of peri-implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. *J Periodontol* 81 (2), S. 231–238.
- Kolonidis, S. G.; Renvert, S.; Hämmerle, C. H. F.; Lang, N. P.; Harris, D.; Claffey, N. (2003): Osseointegration on implant surfaces previously contaminated with plaque. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 14 (4), S. 373–380.
- Konopka, K.; Goslinski, T. (2007): Photodynamic therapy in dentistry. *J Dent Res* 86 (8), S. 694–707.
- Korsch, M.; Obst, U.; Walther, W. (2013): Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res*.
- Kreisler, M.; Götz, H.; Duschner, H. (2002): Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 (2), S. 202–211.
- Kreisler, M.; Kohnen, W.; Christoffers, A.-B.; Götz, H.; Jansen, B.; Duschner, H.; d'Hoedt, B. (2005): In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er: YAG laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res* 16 (1), S. 36–43. DOI: 10.1111/j.
- Lang, M. (2010): *Der Wegeweiser der modernen Implantatprothetik*. Einführung in die zahnärztliche Implantologie. Balingen: Spitta.
- Lang, N. P.; Brägger, U.; Walther, D.; Beamer, B.; Kornman, K. S. (1993): Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 4 (1), S. 2–11.
- Lang, N. P.; Mombelli, A.; Tonetti, M. S.; Brägger, U.; Hämmerle, C. H. (1997): Clinical trials on therapies for peri-implant infections. *Ann Periodontol* 2 (1), S. 343–356.

- Lang, N. P.; Wilson, T. G.; Corbet, E. F. (2000): Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implants Res 11 Suppl 1, S. 146–155.
- Lang, N. P.; Berglundh, T. (2011): Periimplant diseases: where are we now? -Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. J Clin Periodontol 38 Suppl 11, S. 178–181.
- Lang, N. P.; Salvi, G. E.; Huynh-Ba, G.; Ivanovski, S.; Donos, N.; Bosshardt, D. D. (2011): Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. Clin Oral implants Res (4), S. 349-356.
- Lazzara, R. J.; Testori, T.; Trisi, P.; Porter, S. S.; Weinstein, R. L. (1999): A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. Int J Periodontics Restorative Dent 19 (2), S. 117–129.
- Lea, S. C.; Walmsley, A. D. (2009): Mechano-physical and biophysical properties of power-driven scalers: driving the future of powered instrument design and evaluation. Periodontol 2000 51, S. 63–78.
- Lindhe, J. (1999): Klinische Parodontologie und Implantologie. Berlin, Chicago, London, Paris, Tokio, Barcelona, Moskau, Prag, São Paulo, Sofia, Warschau: Quintessenz (Quintessenz-Bibliothek).
- Lindhe, J.; Meyle, J. (2008): Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. J Clin Periodontol 35 (8 Suppl), S. 282–285.
- Linkevicius, T.; Puisys, A.; Vindasiute, E.; Linkeviciene, L.; Apse, P. (2013): Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. Clin Oral Implants Res 24 (11), S. 1179-1184.
- Liskmann, S.; Vihalemm, T.; Salum, O.; Zilmer, K.; Fischer, K.; Zilmer, M. (2007): Characterization of the antioxidant profile of human saliva in peri-implant health and disease. Clin Oral Implants Res 18 (1), S. 27–33.
- Louropoulou, A.; Slot, D. E.; Van der Weijden, F. (2013): The effects of mechanical instruments on contaminated titanium dental implant surfaces: a systematic review. Clin Oral Implants Res.
- Luterbacher, S.; Mayfield, L.; Brägger, U.; Lang, N. P. (2000): Diagnostic characteristics of clinical and microbiological tests for monitoring periodontal and

peri-implant mucosal tissue conditions during supportive periodontal therapy (SPT). Clin Oral Implants Res 11 (6), S. 521–529.

- Machtens, E.; Lemke, B.; Irnich, W. (1996): Wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Die zahnärztliche Behandlung von Patienten mit Herzschrittmacher. Deutsch Zahnärztl Zeitschrift (96).
- Matsuyama, T.; Aoki, A.; Oda, S.; Yoneyama, T.; Ishikawa, I. (2003): Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. J Clin Laser Med Surg 21, S. 7-17.
- Maeda, Y.; Miura, J.; Taki, I.; Sogo, M. (2007): Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res 18 (5), S. 581–584.
- Mann, M.; Parmar, D.; Walmsley, A. D.; Lea, S. C. (2012): Effect of plastic-covered ultrasonic scalers on titanium implant surfaces. Clin Oral Implants Res 23 (1), S. 76–82.
- Matarasso, S.; Quaremba, G.; Coraggio, F.; Vaia, E.; Cafiero, C.; Lang, N. P. (1996): Maintenance of implants: an in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. Clin Oral Implants Res 7 (1), S. 64–72.
- Meffert, R. M. (1996): Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? Crit Rev Oral Biol Med 7 (3), S. 278–291.
- Mellinghoff, J. (2010): Qualität des periimplantären Weichgewebeattachments von zirkondioxid-Implantaten (Abutments). Vergleich der Ergebnisse einer Literaturrecherche mit den Erfahrungen aus der eigenen Praxis. Z Zahnärztl Implantol 26 (1), S. 8–17.
- Mengel, R.; Buns, C. E.; Mengel, C.; Flores-de-Jacoby, L. (1998): An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. Int J Oral Maxillofac Implants 13 (1), S. 91–96.
- Mengel, R.; Meer, C.; Flores-de-Jacoby, L. (2004): The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. Int J Oral Maxillofac Implants 19 (2), S. 232–238.
- Meschenmoser, A.; d’Hoedt, B.; Meyle, J.; Elssner, G.; Korn, D.; Hammerle, H.; Schulte, W. (1996): Effects of various hygiene procedures on the surface characteristics of titanium abutments. J Periodontol 67, S. 229-235.

- Meyle, J. (2012): Mechanical, chemical and laser treatments of the implant surface in the presence of marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol* 5 Suppl, S. S71-81.
- Miller, C. S.; Leonelli, F. M.; Latham, E. (1998): Selective interference with pacemaker activity by electrical dental devices. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85 (1), S. 33–36.
- Misch, C. E.; Perel, M. L.; Wang, H. L.; Sammartino, G. ; Galindo-Moreno, P. ; Trisi, P. et al. (2008): Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 17 (1), S. 5–15.
- Moene, R.; Decaillet, F.; Mombelli, A. (2010): Subgingivales Airpolishing. Neue Perspektiven für die parodontale Erhaltungsphase. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120 (10), S. 902–911.
- Mombelli, A. (1993): Microbiology of the dental implant. *Adv Dent Res (Advances in dental research)* 7 (2), S. 202–206.
- Mombelli, A. (1997): Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-implantitis. *Curr Opin Periodontol* 4, S. 127–136.
- Mombelli, A.; Feloutzis, A.; Brägger, U.; Lang, N. P. (2001): Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline. Clinical, microbiological and radiological results. *Clin Oral Implants Res* 12 (4), S. 287–294.
- Mombelli, A.; Lang, N. P. (1992): Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clin Oral Implants Res* 3 (4), S. 162–168.
- Mombelli, A.; Lang, N. P. (1994): Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol* 2000 4, S. 81–86.
- Mombelli, A.; Lang, N. P. (1998): The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 17, S. 63–76.
- Mombelli, A.; Marxer, M.; Gaberthüel, T.; Grunder, U.; Lang, N. P. (1995): The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. *J Clin Periodontol* 22 (2), S. 124–130.
- Mombelli, A.; van Oosten, M A; Schurch, E.; Land, N. P. (1987): The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 2 (4), S. 145–151.
- Mombelli, Andrea (2002): Microbiology and antimicrobial therapy of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 28, S. 177–189.

- Montage- und Gebrauchsanweisung Vector 2 – Entwurf zum Feldtest. Erhalten im Dezember 2009 von der Firma Dürr Dental
- Neugebauer, J.; Ritter, L.; Mischkowski, R.; Zöller, J. E. (2006): Three-dimensional diagnostics, planning and implementation in implantology. *Int J Comput Dent* 9 (4), S 307-319.
- Nergiz, I.; Arpak, N.; Bostanci, H.; Scorziello, T. M.; Schmage, P. (2009): Stability of loaded and unloaded implants with different surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24 (2), S. 289–298.
- Nergiz, I.; Schmage, Petra; Arpak, N.; Bostanci, H.; Niedermeier, W.; Platzer, U. (2004): Influence of Implant Surface Variations on the Implant Stability. Poster bei der IADR/AADR/CADR 82ND General Session, Honolulu, HI 83 (Spec Iss A), 2004.
- Nicoll, B. K.; Peters, R. J. (1998): Heat generation during ultrasonic instrumentation of dentin as affected by different irrigation methods. *J Periodontol* 69 (8), S. 884–888.
- O'Mahony, A.; MacNeill, S. R.; Cobb, C. M. (2000): Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int* 31 (4), S. 249–256.
- Osman, R. B.; Ma, S.; Duncan, W.; De Silva, R. K; Siddiqi, A.; Swain, M. V. (2013): Fractured zirconia implants and related implant designs: scanning electron microscopy analysis. *Clin Oral Implants Res* 24 (5), S. 592–597.
- Park, J.-B.; Lee, S.-H.; Kim, N. R.; Park, S.; Jin, S.-H.; Choi, B.-K.; Kim, K. K.; Ko, Y. (2014): Instrumentation with ultrasonic scalers facilitates cleaning of the sandblasted and acid-etched titanium implants. *J Oral Implantol* [Epub ahead of print].
- Parlar, A.; Bosshardt, D. D.; Cetiner, D.; Schafroth, D.; Unsal, B.; Haytaç, C.; Lang, N. P. (2009): Effects of decontamination and implant surface characteristics on re-osseointegration following treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 20 (4), S. 391–399.
- Persson, L. G.; Berglundh, T.; Lindhe, J.; Sennerby, L. (2001): Re-osseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 12 (6), S. 595–603.

- Petersilka, G. J.; Flemmig, T. F. (2005): Wissenschaftliche Stellungnahme - Schall und Ultraschallscaler in der Parodontologie. *Deutsch Zahnärztl Zeitschrift* 60 (5), S. 243–244.
- Petersilka, G. J.; Bell, M.; Mehl, A.; Hickel, R.; Flemmig, T. F. (2003): Root defects following air polishing. *J Clin Periodontol* 30 (2), S. 165–170.
- Petersilka, G. J.; Faggion, C. M.; Stratmann, U.; Gerss, J.; Ehmke, B.; Haeberlein, I.; Flemmig, T. F. (2008): Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Periodontol* 35 (4), S. 324–332.
- Pontoriero, R.; Tonelli, M. P.; Carnevale, G.; Mombelli, A.; Nyman, S. R.; Lang, N. P. (1994): Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 5 (4), S. 254–259.
- Quirynen, M.; Bollen, C. M.; Papaioannou, W.; van Eldere, J.; van Steenberghe, D. (1996): The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (2), S. 169–178.
- Quirynen, M.; van Assche, N. (2012): RCT comparing minimally with moderately rough implants. Part 2: microbial observations. *Clin Oral Implants Res* 23 (5), S. 625–634.
- Quirynen, M.; van Steenberghe, D. (1993): Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 4 (3), S. 158–161.
- Quirynen, M.; Soete, M. de; van Steenberghe, D. (2002): Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 13 (1), S. 1–19.
- Razzoog, ME., Koka, S. (1994): In vitro analysis of the effects of two air-abrasive prophylaxis systems and inlet air pressure on the surface of titanium abutment cylinders. *J Prosthodont* 3: S.103-107.
- Ramaglia, L.; di Lauro, A. E; Morgese, F.; Squillace, A. (2006): Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations. *Implant Dent* 15 (1), S. 77–82.
- Renvert, S.; Giovannoli, J.-L. (2014): Periimplantitis. Berlin [u.a.]: Quintessenz Berlin.
- Renvert, S.; Lindahl, C.; Roos-Jansåker, A.-M.; Persson, G. R. (2011a): Treatment of peri-implantitis using an Er:YAG laser or an air-abrasive device: a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 38 (1), S. 65–73.

- Renvert, S.; Persson, G. R. (2009b): Periodontitis as a potential risk factor for peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 36 Suppl 10, S. 9–14.
- Renvert, S.; Polyzois, I.; Claffey, N. (2011b): How do implant surface characteristics influence peri-implant disease? *J Clin Periodontol* 38 (11), S. 214–222.
- Renvert, S.; Polyzois, I.; Claffey, N. (2012): Surgical therapy for the control of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 23 Suppl 6, S. 84–94.
- Renvert, S.; Roos-Jansåker, A.-M.; Lindahl, C.; Renvert, H.; Rutger Persson, G. (2007): Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. *Clin Oral Implants Res* 18 (4), S. 509–516.
- Renvert, S.; Roos-Jansåker, A.-M.; Claffey, N. (2008): Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *J Clin Periodontol* 35 (8 Suppl), S. 305–315.
- Renvert, S.; Samuelsson, E.; Lindahl, C.; Persson, G. R. (2009a): Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a double-blind randomized longitudinal clinical study. I: clinical results. *J Clin Periodontol* 36 (7), S. 604–609.
- Rimondini, L.; Cerroni, L.; Carrassi, A.; Torricelli, P. (2002): Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 (6), S. 793–798.
- Rinke, S.; Ohl, S.; Ziebolz, D.; Lange, K.; Eickholz, P. (2011): Prevalence of periimplant disease in partially edentulous patients: a practice-based cross-sectional study. *Clin Oral Implants Res* 22 (8), S. 826–833.
- Romanos, G.; Nentwig, G. H. (1999): Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg* 17 (5), S. 193–197.
- Romanos, G. E.; Everts, H.; Nentwig, G. H. (2000): Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol* 71 (5), S. 810–815.
- Romanos, G. E.; Nentwig, G-H (2005): Regenerative Therapie von periimplantären Knochendefekten: Literaturanalyse und eigene Daten. *Z Zahnärztl Implantol* 21 (2), S. 76–81.
- Romanos, G. E.; Brink, B. (2010): Photodynamic therapy in periodontal therapy: microbiological observations from a private practice. *Gen Dent* 58 (2), S. 68-73.

- Romeo, E.; Ghisolfi, M.; Murgolo, N.; Chiapasco, M.; Lops, D.; Vogel, G. (2005): Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. Clin Oral Implants Res 16 (1), S. 9–18.
- Romeo, E.; Lops, D.; Chiapasco, M.; Ghisolfi, M.; Vogel, G. (2007): Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part II: radiographic outcome. Clin Oral Implants Res 18 (2), S. 179–187.
- Roos-Jansåker, A. M.; Lindahl, C.; Renvert, H.; Renvert, S. (2006a): Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors. J Clin Periodontol 33 (4), S. 283–289.
- Roos-Jansåker, A. M.; Lindahl, C.; Renvert, H.; Renvert, S. (2006b): Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. J Clin Periodontol 33 (4), S. 290–295.
- Roos-Jansåker, A. M.; Renvert, H.; Lindahl, C.; Renvert, S. (2006c): Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part III: factors associated with peri-implant lesions. J Clin Periodontol 33 (4), S. 296–301.
- Roos-Jansåker, A. M.; Renvert, S.; Egelberg, J. (2003): Treatment of peri-implant infections: a literature review. J Clin Periodontol 30 (6), S. 467–485.
- Rühling, A.; Kocher, T.; Kreusch, J.; Plagmann, H. C. (1994): Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon-coated sonic and ultrasonic scaler tips and various implant curettes. An in vitro study. Clin Oral Implants Res 5 (1), S. 19–29.
- Sahm, N.; Becker, J.; Santel, T.; Schwarz, F. (2011): Non-surgical treatment of peri-implantitis using an airabrasive device or mechanical debridement and local application of chlorhexidine: a prospective, randomized, controlled clinical study. J Clin Periodontol 38: S. 872–878
- Sánchez-Gárce, M. A.; Gay-Escoda, C. (2004): Periimplantitis. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 9 Suppl, S. 69-74; 63-69.
- Sanderink, R. B. A.; Zitzmann, N.; Saxer, U. P.; Schlagenhauf, U.; Persson, G. R.; Erne, P. (2008): Parodontitis und Periimplantitis: in den menschlichen Körper disseminierende Biofilm-Infekte. Quintessenz 59 (3), S. 273–285.
- Sato, S.; Kishida, M.; Ito, K. (2004): The comparative effect of ultrasonic scalers on titanium surfaces: an in vitro study. J Periodontol 75 (9), S. 1269–1273.

- Schär, D.; Ramseier, C. A.; Eick, S.; Arweiler, N. B.; Sculean, A.; Salvi, G. E. (2013): Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: six-month outcomes of a prospective randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res 24 (1), S. 104–110.
- Schenk, G.; Flemmig, T. F.; Lob, S.; Ruckdeschel, G.; Hickel, R. (2000): Lack of antimicrobial effect on periodontopathic bacteria by ultrasonic and sonic scalers in vitro. J Clin Periodontol 27 (2), S. 116–119.
- Schmage, P. (2005): Proliferation of Gingival Fibroblasts on Microroughened Implant Surfaces. Poster und Kursvortrag auf dem 11. Internationalen FRIADENT Symposium. Dresden.
- Schmage, P. (2008): Eignung verschiedener Oberflächenstrukturen am Implantatthals. Habilitation. Universität Hamburg, Hamburg.
- Schmage, P. (2010): Befundorientiertes Behandlungskonzept bei periimplantären Infektionen. Kombiniertes Einsatz mechanischer und desinfizierender Methoden - Übersicht und Falldarstellungen. Parodont d Zeitschr d Praxis 21. Jahrgang (4/10), S. 339–358.
- Schmage, P. (2011): Weichgewebemanagement in der Implantologie und Parodontologie. Vortrag, ITI Study-Club. Hamburg, 2011.
- Schou, S.; Holmstrup, P.; Jorgensen, T.; Skovgaard, L. T.; Stoltze, K.; Horting-Hansen, E.; Wenzel, A. (2003): Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri-implantitis with autogenous bone graft and ePTFE membrane in cynomolgus monkeys. Clin Oral Implants Res 14 (4), S. 412–22.
- Schwarz, F.; Rothamel, D.; Latz, T.; Becker, J. (2004a): Behandlung periimplantärer Infektionen mit einem ER:YAG-Laser. Quintessenz 1 (4), S. 21–27.
- Schwarz, F.; Sahm, N.; Becker, J. (2008): Aktuelle Aspekte zur Therapie periimplantärer Entzündungen. Quintessenz (59), S. 521–530.
- Schwarz, F. (2007): (Pulver-)Stahlende Implantate. Dental Magazin (5), S. 56–58.
- Schwarz, F.; Becker, J. (2007): Periimplantäre Entzündungen. Ätiologie, Pathogenese, Diagnostik und aktuelle Therapiekonzepte. Berlin, Chicago, Tokio, Barcelona, Istanbul, London, Mailand, Moskau, Mumbai, Paris, Peking, Prag, São Paulo, Seoul, Warschau: Quintessenz (Quintessenz-Bibliothek).

- Schwarz, F.; Bieling, K.; Sculean, A.; Herten, M.; Becker, J. (2004b): Laser und Ultraschall in der Therapie periimplantärer Infektionen – eine Literaturübersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 114 (12), S. 1228–1235.
- Schwarz, F.; Ferrari, D.; Popovski, K.; Hartig, B.; Becker, J. (2007): Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 88 (1), S. 83–91.
- Schwarz, F.; Herten, M.; Sager, M.; Bieling, K.; Sculean, A.; Becker, J. (2007a): Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. *Clin Oral Implants Res* 18 (2), S. 161–170.
- Schwarz, F.; Jepsen, S.; Herten, M.; Sager, M.; Rothamel, D.; Becker, J. (2006a): 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* 33 (8), S. 584–595.
- Schwarz, F.; Papanicolau, P.; Rothamel, D.; Beck, B.; Herten, M.; Becker, J. (2006b): Influence of plaque biofilm removal on reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. *J Biomed Mater Res A* 77 (3), S. 437–444.
- Schwarz, F.; Bieling, K.; Bonsmann, M.; Latz, T.; Becker, J. (2006c): Nonsurgical treatment of moderate and advanced peri-implantitis lesions. A controlled clinical study. *Clin Oral Investig* 10 (4), S. 279–288.
- Schwarz, F.; Rothamel, D.; Sculean, A.; Georg, T.; Scherbaum, W.; Becker, J. (2003a): Effects of an Er:YAG laser and the Vector ultrasonic system on the biocompatibility of titanium implants in cultures of human osteoblast-like cells. *Clin Oral Implants Res* 14 (6), S. 784–792.
- Schwarz, F.; Rothamel, D.; Becker, J. (2003b): Influence of an Er:Yag laser on the surface structure of titanium implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113, S. 660–671.
- Schwarz, F.; Sculean, A.; Romanos, G.; Herten, M.; Horn, N.; Scherbaum, W.; Becker, J. (2005a): Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. *Clin Oral Invest* 9 (2), S. 111–117.

- Schwarz, F.; Sculean, A.; Rothamel, D.; Schwenzer, K.; Georg, T.; Becker, J. (2005b): Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: a pilot study. Clin Oral Implants Res 16 (1), S. 44–52.
- Sculean, A.; Auschill, T. M.; Donos, N.; Brex, M.; Arweiler, N. B. (2001): Effect of an enamel matrix protein derivative (Emdogain) on ex vivo dental plaque vitality. J Clin Periodontol 28 (11), S. 1074–1078.
- Sculean, A.; Schwarz, F.; Berakdar, M.; Romanos, G. E.; Brex, M.; Willershausen, B.; Becker, J. (2004): Non-surgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments. J Clin Periodontol 31 (6), S. 428–433.
- Seeweg, J.; Wiehr, C.; Gröger, S.: Charakterisierung technischer Bauteiloberflächen. Stand der Oberflächenmesstechnik heute, online verfügbar bei http://ak-rauheit.de/files/VDI_Mikro_Nano.pdf, zuletzt geprüft am 08.10.2013.
- Sennhenn-Kirchner, S.; Schliesing, J.; Jacobs H G; Mergeryan, H. (2004): Antimikrobielle Wirkung verschiedener chemischer Agenzien auf rauhen Titanoberflächen. eine In-vitro Studie. In: Z Zahnärztl Implantol 20 (3), S. 152–1857.
- Shapoff, Cary A.; Lahey, Brent J. (2012): Crestal bone loss and the consequences of retained excess cement around dental implants. Compend Contin Educ Dent 33 (2), S. 94-6, 98-101; quiz 102, 112.
- Smeets, R.; Weitz, J.; Pautke, C.; Wolff, K.-D.; Plank, C.; Kolk, A. (2010) Bioactive nucleic-acid coatings for implants as an innovative approach for difficult bone conditions – an experimental study in minipigs. DGI-Kongress, 25. - 27.11.2010 in Hamburg.
- Smeets, R. (2014): Neuerungen in der Implantologie - Implantat-/Abutment Design - Periimplantitistherapie - Weichgewebsmanagement - Gibt es wirklich etwas "Neues"? - Ein kurzer Überblick. Eppendorfer Nachmittag. Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, 16.04.2014.
- Speelman, J. A.; Collaert, B.; Klinge, B. (1992): Evaluation of different methods to clean titanium abutments. A scanning electron microscopic study. Clin Oral Implants Res 3 (3), S. 120–127.
- Spiekermann, H. (1994): Implantologie. 1. Stuttgart [u.a.]: Thieme (Farbatlanten der Zahnmedizin, 10).

- Strooker, H.; Rohn, S.; Van Winkelhoff, A J (1998): Clinical and microbiologic effects of chemical versus mechanical cleansing in professional supportive implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13 (6), S. 845–850.
- Strub, J. R. (op. 2005): *Curriculum Prothetik*. 3., überarb. Aufl. 3 Bände. Berlin [etc.]: Quintessenz-Verlags-GmbH (Band III, 3).
- Stübinger, S.; Henke, J.; Donath, K.; Deppe, H. (2005): Bone regeneration after peri-implant care with the CO₂ laser: a fluorescence microscopy study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20 (2), S. 203–210.
- Stübinger, S.; Sader, R.; Filippi, A. (2006): The use of ozone in dentistry and maxillofacial surgery: a review. *Quintessence Int* 37 (5), S. 353–359.
- Takasaki, A. A.; Aoki, A.; Mizutani, K.; Schwarz, F.; Sculean, A.; Wang, C. Y. et al. (2009): Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. *Periodontol* 2000 51, S. 109–140.
- Teughels, W.; van Assche, N.; Sliepen, I.; Quirynen, M. (2006): Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* 17 Suppl 2, S. 68–81.
- Thielemann, I. (2012): Veränderungen von Implantatoberflächen durch Reinigungsinstrumente. Med Diss. Universität Hamburg, Hamburg. Medizinische Fakultät. Online verfügbar unter <http://ediss.sub.uni-hamburg.de/volltexte/2012/5717/pdf/Dissertation.pdf>, zuletzt geprüft am 09.02.2014.
- Trejo, P. M.; Bonaventura, G.; Weng, D.; Caffesse, R. G.; Bragger, U.; Lang, N. P. (2006): Effect of mechanical and antiseptic therapy on peri-implant mucositis: an experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 17 (3), S. 294–304.
- Tucker, D.; Cobb, C. M.; Rapley, J. W.; Killoy, W. J.; (1996): Morphologic changes following in vitro CO₂ laser treatment of calculus-laden root surfaces. *Lasers Surg Med* 18, S. 150–156.
- Uhlson, C.; Harrison, K.; Allen, C. B.; Ahmad, S.; White, C. W.; Murphy, R. C. (2002): Oxidized phospholipids derived from ozone-treated lung surfactant extract reduce macrophage and epithelial cell viability. *Chem Res Toxicol* 15 (7), S. 896–906.
- Unursaikhan, O.; Lee, J.-S.; Cha, J.-K.; Park, J.-C.; Jung, U.-W.; Kim, C.-S. et al. (2012): Comparative evaluation of roughness of titanium surfaces treated by different hygiene instruments. *J Periodontal Implant Sci* 42 (3), S. 88–94.

- van Assche, N.; Coucke, W.; Teughels, W.; Naert, I.; Cardoso, M. V.; Quirynen, M. (2012): RCT comparing minimally with moderately rough implants. Part 1: clinical observations. Clin Oral Implants Res 23 (5), S. 617–624.
- Van de Velde, E; Thielens, P.; Schautteet, H.; Vanclooster, R. (1991): Emphy-sème sous-cutane du plancher buccal au cours du nettoyage d'un bridge sur implant IMZ. Présentation d'un cas. Rev Belge Med Dent (1984) 46 (3), S. 64–71.
- Venza, I.; Visalli, M.; Cucinotta, M.; De Grazia, G.; Teti, D.; Venza M. (2010): Proinflammatory gene expression at chronic periodontitis and peri-implantitis sites in patients with or without type 2 diabetes. J Periodontol 81, S99-108.
- Vigolo, P.; Givani, A.; Majzoub, Z.; Cordioli, G. (2004): Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: A 4-year prospective clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 19, S. 260-265.
- Von Giese Brookshire, F. V.; Nagy, W. W.; Dhuru, V. B.; Ziebert, G. J.; Chada, S. (1997): The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. J Prosthet Dent 78 (3), S. 286–294.
- Watzak, G.; Zechner, W.; Busenlechner, D.; A., Christof; G., Reinhard; W., Georg (2006): Radiological and clinical follow-up of machined- and anodized-surface implants after mean functional loading for 33 months. Clin Oral Implants Res 17 (6), S. 651–657.
- Weber, H. P.; Buser D; Florellini JP; Williams, R. C. (1992): Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. Clin Oral Implants Res (3), S. 181–188.
- Weigl, P. (2007): Skript zum DGOI Curriculum Implantologie.
- Welandar, M.; Abrahamsson, I.; Berglundh, T. (2008): The mucosal barrier at implant abutments of different materials. Clin Oral Implants Res 19 (7), S. 635–641.
- Weng, D. (2011a). Zementreste als Ursache für Periimplantitis. Implantologie 19 (2), S. 171–177.
- Weng, D.; Nagata, M. J. H.; Bosco, A. F. H.; de Melo, L. G. N. (2011b): Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 26 (5), S. 941–946.

- Wennerberg, A. (2003): Implant design and surface factors. Int J Prosthodont 16 Suppl, S. 45-7; discussion 47-51.
- Wiltfang, J.; Zernial, O.; Behrens, E.; Schlegel, A.; Warnke, P. H.; Becker, S. T. (2012): Regenerative treatment of peri-implantitis bone defects with a combination of autologous bone and a demineralized xenogenic bone graft: a series of 36 defects. Clin Implant Dent Relat Res 14 (3), S. 421–427.
- Wood, S.; Nattress, B.; Kirkham, J.; Shore, R.; Brookes, S.; Griffiths, J.; Robinson, C. (1999): An in vitro study of the use of photodynamic therapy for the treatment of natural oral plaque biofilms formed in vivo. J Photochem Photobiol B, Biol 50 (1), S. 1–7.
- Yeo, I. S. (2014): Reality of dental implant surface modification: a short literature review. Open Biomed Eng J 8, S. 114-119.
- Zipse, H. (2002): Beeinflussung von Herzschrittmachern durch zahnärztliche Behandlungsgeräte. Med Diss. Justus-Liebig-Universität Gießen, Gießen. Fachbereich Medizin. Online verfügbar unter <http://geb.uni-giessen.de/geb/volltexte/2003/1274/pdf/ZipseHolger-2003-03-24.pdf>, zuletzt geprüft am 25.05.2014.
- Zitzmann, N. U.; Berglundh, T.; Marinello, C. P.; Lindhe, J. (2001): Experimental peri-implant mucositis in man. J Clin Periodontol 28 (6), S. 517–523.
- Zitzmann, N. (2009a): Periimplantitis – die neue Erkrankung wird übersehen oder unterschätzt – Teil 1. Hg. v. ZMK-aktuell.de. Online verfügbar unter <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/implantologie/story/periimplantitis-die-neue-erkrankung-wird-uebersehen-oder-unterschaetzt-teil-1.html>, zuletzt geprüft am 10.10.2013.
- Zitzmann, N. (2009b): Periimplantitis – die neue Erkrankung wird übersehen oder unterschätzt – Teil 2. Hg. v. ZMK-aktuell.de. Online verfügbar unter <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/implantologie/story/periimplantitis-die-neue-erkrankung-wird-uebersehen-oder-unterschaetzt-teil-2.html>, zuletzt geprüft am 10.10.2013.
- Zitzmann, N. (2009c): Periimplantitis – die neue Erkrankung wird übersehen oder unterschätzt – Teil 3. In: Deutsch Zahnärztl Zeitschrift 61, S. 642–649. Online verfügbar unter <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/implantologie/story/per-iimplantitis-die-neue-erkrankung-wird-uebersehen-oder-unterschaetzt-teil-3.html>, zuletzt geprüft am 10.10.2013.

9. LITERATURVERZEICHNIS

- Zitzmann, N.; Walter, C.; Berglundh, T. (2006): Ätiologie, Diagnose und Therapie der Periimplantitis - eine Übersicht. Deutsch Zahnärztl Zeitschrift, zuletzt geprüft am 06.04.2014.
- Zöller, G. O.; Zentner, A. (1996): Initial attachment of human gingival fibroblast-like cells in vitro to titanium surfaces pretreated with saliva and serum. Clin Oral Implants Res 7 (4), S. 311–315.
- 3M ESPE (2007): Technisches Produktprofil Clinpro Prophy Powder. Pulver für sub- und supragingivale Plaqueentfernung mit Pulverwasserstrahlgeräten. http://solutions.3mdeutschland.de/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?locale=de_DE&cmd=1278513440000&assetId=1273659944042&assetType=MM_Image&blobAttribute=ImageFile. Zuletzt geprüft am 21.05.2015

10. DANKSAGUNG

Ich bedanke mich bei allen Personen, die mich über die lange Zeit der Erarbeitung dieser Dissertation unterstützt und begleitet haben.

Insbesondere bedanke ich mich herzlich bei Frau Prof. Dr. Petra Schmäge, die mir die Bearbeitung des Themas überlassen hat und mich fachlich angeleitet hat. Sie stand mir bei der Entstehung dieser Arbeit fortwährend hilfsbereit und engagiert zur Seite. Außerdem danke ich Herrn Frank Fischer, CTA, für die technische Anleitung, sowie die hilfreiche Unterstützung bei der Versuchsvorbereitung und Auswertung. Frau Dagmar Claußen danke ich für die professionelle und freundliche Anfertigung der Fotografien.

Frau Prof. Dr. Ursula Platzer danke ich für die Möglichkeit in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde arbeiten zu dürfen und die Untersuchungen durchführen zu können, sowie für Ihr stetiges Interesse am Fortgang dieser Arbeit.

Der Firma Dürr Dental, besonders Herrn Dr. Frank Zimmermann, Leiter des Produktmanagements Hygiene und Zahnerhaltung, danke ich für die Bereitstellung der Prototypen und der guten Zusammenarbeit während dieses Projektes.

Für die Nutzung des Rasterelektronenmikroskops und die freundliche Anleitung möchte ich mich bei Dr. Saša Bajit und Dr. Miriam Barthelmeß vom Deutschen Elektronen-Synchrotron (DESY) bedanken.

Dr. Karl Stock und Florian Hausladen vom Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik (ILM) an der Universität Ulm danke ich für die kompetente Unterstützung bei der laserprofilometrischen Auswertung.

Mein größtes Dankeschön geht an meinen Ehemann Philipp und meine Eltern, die mich während des Studiums unterstützt und anschließend zu dieser Arbeit ermutigt haben. Sie standen mir immer hilfsbereit und ermutigend zur Seite.

11. LEBENSLAUF

Entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen.

12. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: