

Aus der

Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf

Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

Veränderungen von Implantatoberflächen durch Reinigungsinstrumente

Dissertation

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

vorgelegt von

Iuliia Thielemann, geb. Sabaieva
aus Kiew / Ukraine

Hamburg 2012

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am:

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität Hamburg:

Prüfungsausschuss, die/der Vorsitzende:

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in:

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in:

INHALTVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG	5
2 LITERATUR	8
2.1 Zielsetzung der Implantologie	8
2.2 Grundlagen der Implantologie	8
2.3 Oberflächen	11
2.4 Komplikationen	14
2.5 Mukositis / Periimplantitis	15
2.6 Methoden und Instrumente zur Periimplantitistherapie	18
2.7 Therapieerfolge	25
3 FRAGESTELLUNG	29
4 MATERIAL UND METHODEN	30
4.1 Versuchs-Design	30
4.2 Geräte	33
4.3 Versuchsdurchführung	41
4.3.1 Versuchsplättchen- Oberflächenherstellung	41
4.3.2 Bakterienzüchtung	42
4.4 Versuchsauswertung	44
4.5 Statistische Auswertung	46
5 ERGEBNISSE	47
5.1 Bakteriengewicht	47
5.2 Rauigkeit und Profil durch die einzelnen Reinigungsinstrumente	48
5.2.1 Rauigkeitskenngößen und Profil vor der Bearbeitung	48
5.2.2 Kunststoff-Küretten	49

5.2.3 Karbon-Kürette	55
5.2.4 Gummipolierer	61
5.2.5 Schall-getriebene Prophylaxebürste	67
5.2.6 Schall-getriebene PEEK-Spitze	73
5.2.7 Ultraschall-getriebene PI-Spitze	79
5.2.8 Subgingivales Airpolishing	85
5.2.9 ProphyMax Gerät	91
5.2.10 Das Vector-System	97
5.2.11 Er:YAG-Laser	103
5.3 Strukturveränderungen der Titanoberflächen	109
5.3.1 Strukturveränderungen der strukturpolierten Oberflächen	109
5.3.2 Strukturveränderungen der nur geätzten Oberflächen	114
5.3.3 Strukturveränderungen der nur gestrahlten Oberflächen	119
5.3.4 Strukturveränderungen der gestrahlt-geätzten Oberflächen	124
6 DISKUSSION	131
6.1 Methodendiskussion	131
6.2 Ergebniskritik	134
7 SCHLUSSFOLGERUNG	143
8 ZUSAMMENFASSUNG	145
9 LITERATURVERZEICHNIS	148
10 DANKSAGUNG	162
11 LEBENSLAUF	163
12 ERKLÄRUNG	164

EINLEITUNG

Enossale Implantate stellen heutzutage eine zuverlässige Möglichkeit zur dentalen Rehabilitation dar. Nachdem das Hauptproblem in der Anfangszeit der zahnärztlichen Implantologie gelöst ist, nämlich die Osseointegration vorhersagbar zu erzielen (Davies 1998), gilt es in Zukunft die Funktion der Implantate langfristig und erfolgreich aufrecht zu erhalten. Dazu gehört vor allem, die periimplantäre Mukosa gesund zu erhalten und eine auftretende periimplantäre Entzündung rechtzeitig zu erkennen und zu behandeln (Deppe 2000, Bergmann 2007). Eine Plaqueanlagerung am Implantat führt in Analogie zur Situation am Zahn, der Gingivitis, zunächst nur unter der Beteiligung der periimplantären Mukosa, zur so genannten Mukositis (Zitzmann et al. 2001, 2004). Diese Mukositis ist reversibel, kann aber unbehandelt entsprechend der Parodontitis am Zahn, zu einer Periimplantitis mit periimplantärer Knochenbeteiligung fortschreiten (Albrektsson & Zarb 1993, Roos-Jansaker et al. 2003, Schwarz et al. 2006). Unbehandelt führt die Periimplantitis zum weiteren Knochenabbau und schließlich zum Implantatverlust (Weng et al. 2003). Für den Patienten sind eine exzellente Mundhygiene und die Teilnahme an einem regelmäßigen Nachsorgeprogramm, der so genannten unterstützenden Parodontaltherapie für Implantate und Zähne besonders wichtig (Schmage et al. 2009). Dabei werden Beläge gereinigt, Entzündungen rechtzeitig erkannt und die Mundhygiene optimiert (Mombelli & Lang 1998, Esposito et al. 2004).

Herkömmliche Instrumente, die in der Parodontaltherapie Verwendung finden, manuelle wie auch maschinelle Scaler und Küretten aus Stahl, zerkratzen die Titanoberfläche der Implantate, was eine erneute Plaqueanlagerung begünstigt (Schwarz et al. 2005). Um eine Beschädigung der Implantatoberflächen bei der Reinigung zu vermeiden, wurden in den letzten Jahren spezielle Methoden entwickelt: supramucosal werden spezielle Prophylaxebürstchen und -gummis angeboten. Zur submucosalen Reinigung werden Instrumentenspitzen aus Karbon oder Kunststoff genutzt, sowohl für manuelle Küretten als auch für schall- oder ultraschallgetriebene Instrumente. Darüber hinaus können weitere Methoden, wie die Pulverstrahlreinigung oder die Laser- bzw. Ozontherapie zur Dekontamination von Implantatoberflächen dienen (Kreisler et al. 2005, Karapetian et al. 2006).

Das Makro- und Mikrodesign moderner dentaler Implantate ist auf die unterschiedlichen Anforderungen der Knochen und Weichgewebszellen, die sich in

definierten Arealen anlagern sollen, ausgerichtet. Diese Oberflächenmorphologie mit Mikrorauigkeiten und Schraubwindungen erschwert die effektive Reinigung bzw. kann eine Anlagerung von Plaque in unterschiedlich starkem Maß begünstigen.

Sehr oft wird der Implantathals von einer polierten oder strukturpolierten Oberfläche gebildet, die durch ihre geringere Rauigkeit einfacher zu reinigen ist. Der Implantatkörper mit mikrorauen Oberflächen und Makrodesign ist normalerweise osseointegriert. Eine fortschreitende periimplantäre Entzündung mit Zerstörung des periimplantären Stützgewebes führt allerdings dazu, dass auch diese weiter apikal gelegenen Anteile der Implantatoberfläche freiliegen können (Pongnarison et al. 2007).

Typische Oberflächenmorphologien des Implantatkörpers sind beispielsweise durch Ätzung, Partikelstrahlung oder Kombination beider Prozesse erzeugt. Die höheren Rauigkeitswerte dieser Oberflächen erhöhen zwar die Anlagerung der knochenbildenden Zellen, aber auch die Plaqueakkumulation. Solche Oberflächen sind mechanisch nur schwer vollständig zu reinigen (Zoller 2007). Nach Quirynen (2002) ist die Plaqueadhäsion auf Implantaten ab einem R_A -Wert von $0,6\text{ }\mu\text{m}$ erhöht. Diese Oberflächen können durch häusliche Mundhygiene durch den Patienten nicht adäquat sauber gehalten werden. Eine Dekontamination der rauen Oberflächen und in der Folge ein Reattachment der periimplantären Gewebe wären wünschenswert (Karapetian et al. 2006, Ramaglia et al. 2006, Sculean et al. 2004, Sato et al. 2004, Mengel et al. 2004, 2005, Schwarz et al. 2003, Liskmann et al. 2004, 2007).

Die Möglichkeit eines Reattachments auf bereits einmal kontaminierten Implantatoberflächen ist bis heute zweifelhaft. Grundvoraussetzung wäre in jedem Fall eine in ihrer Struktur möglichst wenig veränderte Implantatoberfläche, die frei von Bakterien und deren Rückständen ist.

Weiterhin ist es wichtig, die orale Gesundheit des Patienten insgesamt zu verbessern und langfristig aufrecht zu erhalten. Das klinische Vorgehen ist bis heute wenig standardisiert: Nur sog. AKUT-Konzept von Professor N.P. Lang aus Bern (Auffangende Kumulative Unterstützende Therapie) steht zur Verfügung. (Mombelli et al. 1997, Lang et al. 2004). Es wird bestimmt vom Schweregrad der Erkrankung: Bei einer Mukositis ist die Entzündung vor allem im Bereich des Implantathalses lokalisiert und kann instrumentell ohne eine Aufklappung behandelt werden. Bei einer beginnenden Periimplantitis reicht die geschlossene, bei einer ausgeprägten ist aber immer die offene Behandlung angezeigt. Dann sind sowohl die Strukturen des

Implantathalses als auch des Implantatkörpers betroffen. Nach der Reinigung kann durch Glättung der rauen Implantatstrukturen und Reduktion der Tasche eine Pflegbarkeit des Implantats hergestellt werden, wobei ästhetische Einbußen in Kauf genommen werden müssen. Alternativ kann die Regeneration des periimplantären Defekts versucht werden, wozu die Implantatoberfläche nicht verändert sein darf.

Hinzu kommt die Problematik, dass die Periimplantitis mit einem schüsselförmigen Knochenabbau einhergeht, so dass periimplantäre Oberflächen in einem Krater zwischen Schraubenwindungen gereinigt werden müssen und die vorhandene Nachbarbezahnung und Suprakonstruktion dies unter Umständen erschwert. Der Einfluss der zur Verfügung stehenden Reinigungsinstrumente auf eine raue Titanoberfläche ist bislang nicht ausreichend untersucht (Karapetian et al. 2004). Als Basis ihrer klinischen Bewährung muss sichergestellt sein, dass sie effizient und beschädigungsfrei arbeiten.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, den Einfluss von unterschiedlichen Reinigungsinstrumenten auf die Rauigkeit und die Veränderungen der Oberflächenstruktur verschiedener Implantatoberflächen zu bewerten. Dazu soll ein Laborversuch durchgeführt werden, der die Effekte von zehn auf dem Markt befindlichen Reinigungsinstrumenten für Implantatoberflächen bei dem Entfernen von einer Plaqueanlagerung auf verschiedenen Implantatoberflächen verifiziert.

2 Literatur

2.1 Zielsetzung in der Implantologie

Die vollständige orale Rehabilitation bei Zahnverlust mit einer Wiederherstellung von Kaufunktion und Sprache sowie der entsprechenden Ästhetik, die mit dem Wohlbefinden eines Patienten einhergehen, gehören zu den Hauptzielen der dentalen Implantologie (Henry et al. 1998, Bergmann 2007). Um langzeitige positive Ergebnisse erreichen zu können, muss die Implantologie einen funktionell-belastbaren, direkten Implantat-Knochen-Kontakt ohne Entzündung mit ankylotischer Einheilung erzielen (Novaes et al. 2002).

Erfolg wird in der Implantologie nicht mehr als das 5-Jahres-Überleben der Implantate verstanden, wie es in der Anfangszeit postuliert wurde (Branemark et al. 1977, Albrektsson et al. 1993). Dieses Ziel wird heutzutage zuverlässig erreicht, heute steht die periimplantäre Gesundheit nach 10 Jahren im Vordergrund (Roos-Jansaker et al. 2003).

2.2 Grundlagen der Implantologie

In der modernen Implantologie haben sich enossale Implantate durchgesetzt. Je nach chirurgischem Therapiekonzept können enossale Implantate subgingival, d.h. mit gedeckter Einheilung, oder transgingival, mit transmuköser Einheilung, inseriert werden. Bezogen auf ihre Position im Kieferknochen wird eine submerged, bündig zum Kieferknochen, von einer non-submerged Insertion, 1 mm suprakrestal, unterschieden (Weigl et al. 2007). Nach dem chirurgischen Protokoll richtet sich, ob die Implantate zweiphasig bei gedeckter Einheilung oder einphasig bei offener Einheilung eingesetzt werden (Schwarz et al. 2006). Das prothetische Konzept hingegen beschreibt die funktionelle Belastung des Implantats: Es reicht über die Sofortbelastung über die gezielte Krafteinleitung in Form eines Knochentrainings bis zur Spätversorgung (Weigl et al. 2004, Abboud et al. 2006). Im Vergleich zur Sofortimplantation mit Sofortversorgung mit offener Einheilung erlaubt das klassische Protokoll eine bessere Vorhersagbarkeit des Ergebnisses (Bayer et al. 2007).

Steigmann (2007) teilte die enossalen zweiphasigen Implantate in drei funktionelle Bereiche ein:

1. der knöcherne Teil (enossaler Implantatkörper),
2. die Region des Weichgewebedurchtritts (Verbindungsbereich)- hier Implantathals genannt,

3. der intraorale Anteil zur Aufnahme der Suprastruktur (Prothetikelement oder Abutment).

Üblicherweise besteht ein Implantat aus Implantatkörper zur Knocheneinheilung, Abutment zum Aufbau und einer Krone. Alle modernen enossalen Implantatkörper sind rotationssymmetrisch hergestellt. Solche zweiteiligen Implantate aus Körper und Abutment ermöglichen eine geschlossene Einheilung, besitzen aber eine systemimmanente Spaltbildung. Eine Bewegung am Interface Implantat-Aufbau kann nicht immer ausgeschlossen werden und der aus technischen Gründen verbleibende Spalt in diesem Bereich verursacht eine rasche bakterielle Besiedelung (Steinebrunner et al. 2005, Zipprich et al. 2007, Fritzemeier et al. 2008). Dagegen heilen einteilige Implantate offen ein und besitzen eine eingeschränkte prothetische Variabilität.

Rotationssymmetrische Implantate lassen sich nach der äußeren Form ihrer so genannten Makrostruktur, z. B. in Zylinder, Stufenzylinder oder Konusschrauben einteilen. Häufig kommen noch Merkmale, wie Längsnuten, Auskerbungen, Rillen oder Perforationen hinzu (Nentwig 2007). Das Schraubendesign der einzelnen Implantatsysteme ist hinsichtlich Design, Tiefe und Abstand der Gewindegänge sowie der Oberflächenstruktur sehr variabel. Um die Kontaktfläche zwischen Implantat und umgebendem Knochen zu maximieren, wird die absolute Oberfläche des Implantats durch verschiedene Oberflächenkonditionierungen vergrößert. Diese Oberflächenstrukturen beschreiben das Mikrodesign des Implantates. Die Makrostruktur ist in erster Linie für die mechanische Stabilität bei der Insertion und die spätere Lastverteilung in den periimplantären Knochen verantwortlich. Die Oberflächenrauigkeit und die Morphologie spielen für die Knochenadhäsion und die Osseointegration eine entscheidende Rolle, wodurch die primäre Friktion erleichtert und der direkte Knochenkontakt nach der Einheilung erzielt werden (Albrektsson et al. 1993, Gehrke 2004, Nentwig 2007, Steigmann 2007). Die Wechselwirkung an der Grenzfläche Implantat-Gewebe beeinflusst die Langzeitstabilität von dentalen Implantaten.

Implantate bestehen aus dem Biomaterial Titan. Titan erfüllt die unterschiedlichen Anforderungen an metallische Implantatwerkstoffe sehr gut und hat sich in jahrzehntelanger klinischer Anwendung in den verschiedenen Bereichen der Implantologie bewährt. Titan bildet durch Kontakt mit Sauerstoff eine stabile passive Oxidschicht aus. Diese Schicht gewährleistet Korrosionsbeständigkeit. Aufgrund ihrer

thermo- dynamischen Stabilität verhalten sich Implantate aus Titan im Gewebe bioinert (Piattelli et al. 2003).

Reines Titan (99,9%) wurde bereits im Jahre 1910 von Hunter vorgestellt. Die Vorteile des Titans sind in vielen klinischen Studien nachgewiesen worden (Brunette et al. 2001). Heutzutage sind sechs verschiedene Titan-Reinheitsklassen bekannt, wovon vier in der dentalen Industrie Anwendung finden (Tab. 1).

Während früher zahnärztliche Implantate hauptsächlich aus Titan Grad 2 produziert wurden, ist heutzutage eine Tendenz zur Verwendung von Titan Grad 4 zu beobachten (Thull 1992, FRIADENT Info 2007).

Element	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Stickstoff	Max. 0,03%	Max.0,03%	Max. 0,05%	Max 0,05%.
Kohlenstoff	Max. 0,10%	Max. 0,10%	Max. 0,10%	Max. 0,10%
Wasserstoff	Max. 0,0125%	Max. 0,0125%	Max. 0,0125%	Max. 0,0125%
Eisen	Max. 0,20%	Max.0,30%	Max.0,30%	Max.0,50
Sauerstoff	Max. 0,18%	Max. 0,35%	Max.0,35%	Max 0,40%
Titan	Rest	Rest	Rest	Rest

Tab. 1: Reinheitsklassen des Titans

Neben Titanimplantaten gibt es zunehmend Implantate, die aus Zirkoniumdioxid-Keramik mit unterschiedlichen Makro- sowie Mikrostrukturierungen hergestellt sind und noch wenig in ihren klinischen Eigenschaften untersucht wurden (Kohal et al. 2003).

2.3 Oberflächen

Um eine optimale Knochen- und Weichgewebseinheilung zu ermöglichen, ist die Kombination aus Implantatmaterial, Implantatform sowie Mikrostruktur der Oberfläche von ausschlaggebender Bedeutung (Breme et al. 1995, Pongnarisorn et al. 2007).

Die Qualität und Quantität der Zellanlagerung an eine Oberfläche wird von ihrer Morphologie und chemischen Zusammensetzung entscheidend beeinflusst (Thull 1994, Berglundh et al. 2007, Sammons et al. 2003, 2004, 2005). Dabei verhalten sich Osteoblasten mit ihrer Präferenz von rauen Oberflächen grundsätzlich anders als Fibroblasten und Keratinozyten, die glattere Oberflächen bevorzugen (Schmage et al. 2005).

Im Folgenden werden unterschiedliche Implantatoberflächenstrukturen vorgestellt, die an modernen Implantaten genutzt werden.

I Polierte oder Strukturpolierte Implantatoberfläche

Eine klassische strukturpolierte Oberfläche zeigt die Mikrorauigkeit in einer Drehriefenform mit R_A - Werten von 0,2 bis 0,4 μm . Die strukturpolierte Oberfläche verbleibt wie bearbeitet, während die Riefen bei der polierten Oberfläche auspoliert werden. Weichgewebezellen lagern sich rasch auf diesen glatten Oberflächen an, wenn auch qualitativ schwach. Das Bindegewebe umschlingt zirkulär den Implantathals, ohne direkt darauf einzustrahlen (Hermann et al. 2006). Für die Knochenanlagerung ist die glatte Oberfläche ungeeignet, wie Wennerberg eindrucksvoll auf gestrahlten im Vergleich zu mikrostrukturierten Oberflächen bewiesen hat (Wennerberg et al. 1996, 1998). Quirynen wies für eine Rauigkeit von mehr als 0,5 μm , eine schnellere Plaqueadhäsion auf der Implantatoberfläche nach. Daher wird die polierte bzw. strukturpolierte Oberflächenstruktur vor allem am Implantathals (Abutment und Implantatbund) eingesetzt, wo Kontakt zur Mundhöhle besteht. Da hier eine Plaqueanlagerung möglich ist, muss auch die Reinigungsfähigkeit mit Mundhygienemaßnahmen gewährleistet werden (Schwarz et al. 2006).

II Additive Implantatoberflächen

Bei diesen Verfahren werden bestimmte Materialien in unterschiedlicher Schichtdicke auf den Implantatkörper aufgebracht. Typische Beispiele dieser Gruppe stellen Titanplasmaspray-Beschichtung (TPS), Hydroxylapatit-Beschichtung (HA), Anodische Oxidation und eine Kombination von TPS- und Kalziumphosphatbeschichtung dar

(Nentwig 2007). Diese Oberflächen, mit einer durchschnittlichen Rauigkeit von ca. 3 μm , bieten zwar eine rasche knöcherne Einheilung, aber die Partikel können bei der Implantatinserktion abplatzen und im Gewebe als Fremdkörper verbleiben (TPS), oder die Beschichtung kann resorbieren (HA) (Nentwig 2007). Freiliegende Oberflächen mit diesen Strukturen lassen sich auf Grund der extremen Lakunenbildung der aufgetragenen Partikel nicht von Biofilmen reinigen. Solche Oberflächen können während der Periimplantitis-Therapie abgetragen und geglättet werden, um das betroffene Implantat zu erhalten (Ramaglia et al. 2006). Daher wurden diese Oberflächen von modernen abgelöst. Neuere additive Beschichtungen arbeiten mit Sol-Gel-Verfahren oder mit kleineren Partikeln, z.B. NanoTite (Firma BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA), da sich dünnere Oberflächenschichten und kleinere Partikel günstiger verhalten.

III Subtraktive Implantatoberflächen

Bei diesem Verfahren wird eine gewisse Substanzmenge von der Implantatoberfläche abgetragen, wodurch eine Mikrorauigkeit entsteht. Diese Mikrorauigkeit kann durch Strahlung, Ätzverfahren, sowie durch Kombination der beiden Methoden erreicht werden (Nentwig 2007).

III a Partikel-Gestrahlte Oberflächen

Diese werden mittels eines Strahlverfahrens mit Mikropartikeln großer Härte produziert, z.B. Korund- oder Titanpartikel. Die Art der Strahlung, die Partikelgröße und das Material der Partikel entscheiden über die erzeugte Oberflächenstruktur, weshalb die mit dieser Technik erzeugten Oberflächen verschiedener Hersteller sehr unterschiedlich sind. Die durchschnittliche Rauigkeit dieser Oberfläche liegt bei 1,5 μm . Wennerberg, Hallgren et al. (1998) beschrieben, dass gestrahlte Oberflächen im Vergleich zu gedrehten Oberflächen an der Implantatoberfläche mehr Knochenkontakt zeigten. Ein Beispiel der partikel-gestrahlten Oberfläche ist die frühere ANKYLOS Oberfläche, die damals von der Firma DegussaDental (Hanau) hergestellt wurde. Die Firma BioHorizons benutzt beispielsweise ein resorbierbares Strahlmaterial, nämlich Kalziumphosphat. Das Kalziumphosphat wird während der Passivierungsphase der Herstellung aufgelöst und hinterlässt ein R_A -Profil auf einer reinen Titanoxid-Oberfläche (BioHorizon, Birmingham, AL, USA).

III b Geätzte Oberflächen

Mittels Thermo-Ätzverfahren mit Salz-, Fluss- und Schwefelsäure auf hochreinen Titanimplantaten werden geätzte Oberflächen hergestellt. Damit entsteht ein Oberflächenrelief entsprechend der Korngrenzenverteilung des Titgrundkörpers mit einer wesentlich geringeren durchschnittlichen Rautiefe (Nentwig 2007). Relevant sind die Einwirkzeit und die Konzentration der Säuren, sowie ihre Neutralisation. Ein Beispiel einer rein geätzten Oberfläche ist die BIOMET 3i Osseotite Oberfläche. Diese feine Mikrorauigkeit stimuliert die Anlagerung von Fibroblasten aber auch von Osteoblasten. Die erzeugte Oberflächenrauigkeit liegt ein wenig über den strukturpolierten Oberflächen mit ca. 0,7 µm (Testori et al. 2003, 2004, Lazzara 1999). Deshalb wird diese Struktur manchmal auch am Übergang des Implantatbundes zum Implantatkörper eingesetzt, um eine Einheilung sowohl des Bindegewebes als auch des Knochens zu gewährleisten, z.B. Frialit plus Oberfläche (Firma DENTSPLY Friadent, Mannheim) am marginalen Bereich.

III c Kombination von gestrahlter und geätzter Oberfläche

Die Kombination der beiden subtraktiven Methoden hat sich bewährt: Die Oberfläche wird zuerst grob sandgestrahlt und schließlich säuregeätzt. Das Resultat dieser Kombinationsverfahren besteht in einer größeren Grund-Rauigkeit, die mit der verfeinerten Mikrorauigkeit des Ätzmusters von Titan überzogen ist (SAMMONS et al. 2005). Beispiele sind die FRIADENTplus Oberflächen von der Firma DENTSPLY Friadent (Mannheim) und die SLA-Oberfläche von der Firma Straumann (Basel). Dabei entsteht eine Oberflächenstruktur mit einer Rauigkeit von durchschnittlich ca. 1,75 µm. Klinische Studien zeigten, dass mehr Osteoblasten leichter mittels eines dichten Fibrinnetzes auf solchen hydrophobischen Oberflächen adhäreren (Payer et al. 2006, Ender et al. 2006, Jansen et al. 2004, Jansen 2006). Die feinen Mikrostrukturen auf diesen Titanoberflächen boten den Filopodia der Osteoblasten geeignete Retentionen. Allerdings erfolgte die gewünschte knöcherne Anlagerung etwas langsamer als auf den Beschichtungen (Nergiz et al. 2004, 2009). Zur Weichgewebeanlagerung waren diese Oberflächen eher ungeeignet (Schmage et al. 2005). Durch die hydrophilischen Eigenschaften moderner Oberflächen erhöht sich das Risiko der Plaque-Kontamination, falls es zur ungewünschten Freilegung der Implantatschulter kommt. Die Reinigung von Biofilmen ist aufgrund der Mikrostruktur problematisch (Ramaglia et al. 2006).

2.4 Komplikationen

Unterschieden werden ästhetische, technische und biologische Komplikationen beim Implantat. Biologische Komplikationen nehmen an Bedeutung zu. Unter diesen werden wiederum frühe von späten Komplikationen unterschieden (Bergmann 2007). Da die Einheilung heute in der Regel zuverlässig gelingt, konzentrieren sich die Einflussfaktoren für späte Komplikationen auf die implantäre funktionelle Belastung durch die Prothetik oder Bruxismus und biologische Komplikationen durch die Implantatposition und Implantatdimension, die periimplantäre Entzündungssituation und Situation der Attached Mukosa (Quinrynen et al 1992). Biologische Komplikationen beziehen sich auf drei Ebenen:

- Patient: Nikotin, Zustand des Immunsystems, Allgemeinerkrankungen wie Diabetes mellitus
- Orale Situation: Attached Mukosa, Reinigungsfähigkeit, Vestibulumtiefe, funktionelle Belastung
- Implantat: Form, Oberfläche, Insertionsweise

Oklusale Fehlbelastung, Überbelastung oder Parafunktion wurden als biomechanische Faktoren in der Literatur angegeben (Rangert et al. 1995). Es konnte nachgewiesen werden, dass eine starke Belastung einen progressiven Knochenverlust verursacht (Isidor 1997). Heutzutage sind auch mögliche Kofaktoren der Periimplantitis bekannt, wie z.B. die Implantatform, Oberflächenstrukturen sowie immunologische Erkrankungen oder Nikotinabusus [McDermott et al. 2003]. Die Bedeutung einer keratinisierten Schleimhaut wird zwar kontrovers diskutiert, aber eine fehlende keratinisierte periimplantäre Mucosa und mangelnde Vestibulumtiefe wirken sich ungünstig aus (Spiekermann et al. 1994, Conrads 1999, Deppe 2005, Ibrahim et al. 2005).

Technische, implantatspezifische Komplikationen treten als Lösen oder Lockerung der Suprastruktur, Abutmentlockerung, Schraubenfraktur sowie Implantatfraktur auf (Weigl 2007).

2.5 Mukositis / Periimplantitis

Die **periimplantäre Mukositis** wird als reversible Entzündung der periimplantären Weichgewebe mit entzündlicher Infiltration ohne Knochenresorption beschrieben (Albrektsson et al. 1993, Isidori et al. 1994, Gomez-Roman et al. 1994, 1995, Meffert 1996, Roos-Jansaker et al. 2003, Bergmann 2007, Liskmann et al. 2004, 2007). Häufige Ursache ist eine unzureichende Mundhygiene, in deren Folge sich Plaque im periimplantären Sulkus ansammelt und zu der Entzündung führt. Die Wiederaufnahme einer verbesserten Mundhygiene und Reinigung der Plaque führt zur Heilung ad integrum (Zitzmann et al. 2004). Die Mukositis äußert sich klinisch durch Blutung auf Sondieren, muss aber nicht mit erhöhten Taschentiefen einhergehen. Sie tritt häufig bei Implantatpatienten auf, die nicht regelmäßig an einem Prophylaxe- bzw. Nachsorgeprogramm teilnehmen. In Nachuntersuchungen werden nach ca. 10 Jahren Funktionsdauer der Implantate Mukositis-Häufigkeiten bis zu 44% beschrieben (Roos-Jansaker et al. 2003).

Die **Periimplantitis** ist definiert als eine entzündliche Veränderung am Implantat, die alle Anteile von Hart- und Weichgeweben betrifft und mit einem Knochenabbau von mindestens 3 mm apikal des Implantatschulders einhergeht (Albrektsson und Isidor 1994, Mombelli und Lang 1998). Sie muss röntgenologisch nachgewiesen werden. Es handelt sich typischerweise um einen schlüsselförmigen Knochenabbau zirkulär um das Implantat herum. Die klinischen Symptome können in manchen Fällen diskret sein, sonst äußern sie sich durch eine Rötung, Schwellung, Blutung auf Sondieren und Pusaustritt. Unbehandelt schreitet die Periimplantitis voran bis zum Implantatverlust (Mombelli, Lang 1994, Bergmann 2007). Im Gegensatz zur Parodontitis ist der Verlauf der Periimplantitis progredienter und unvorhersagbarer (Sanchez Garces et al. 2004). Zur Diagnostik einer periimplantären Entzündung wird die klinische Untersuchung mit Plaquekontrolle, Taschentiefensondierung, Blutungsneigung, Pusaustritt und Mobilität an jedem Implantat einzeln durchgeführt. Ergänzt wird sie bei Verdacht auf eine Periimplantitis durch die Röntgenuntersuchung und mikrobiologische Testverfahren. Vertikale röntgenologische Transluzenzen sind Ausdruck für einen in der Dreidimensionalität trichterförmigen Knochenabbau im krestalen Bereich des Implantates (Gomez-Roman et al. 1995, Ibrahim et al. 2005). Bakteriologische Kulturverfahren helfen zum Nachweis von Parodontitis- und Periimplantitiskeimen mittels Gensondennachweis (DNS-Sonden) ((Buchmann et al. 1997, Conrads 1999)).

Die Angabe zur Häufigkeit der Periimplantitis variiert in der Literatur zwischen 5-8% (Berglundh et al. 2002). Diese Zahlen werden inzwischen in Abhängigkeit von den gesundheitlichen Bedingungen der Patienten mit parodontalen Erkrankungen und Risikofaktoren, wie z.B. Rauchen, nach oben korrigiert und mit bis zu 45% angegeben (Esposito et al. 1998, Berglundh et al. 2002, Schwarz et al. 2009).

Die Ätiologie der Periimplantitis ist multifaktoriell, d.h. mikrobielle, biomechanische und kofaktorielle Einflüsse sind beteiligt (Strub & Gerds 2003, Mombelli & Lang 1998, Sanches Garces et al. 2004, Salvi & Lang 2004, Deppe et al. 2005).

Periimplantäre Infektionen sind immer bakterielle Mischkulturen (Mombelli 1993, Mombelli et al. 1998, 1999). Für so eine entzündliche Reaktion der Mukosa spielen folgende bakterielle Kulturen eine entscheidende Rolle: Gram-negative, anaerobe Bakterien, Fusobakterien, Spirochäten und auch die schwarz-pigmentierten Mikroorganismen z.B. *Prevotella intermedia*. Ebenfalls konnten opportunistische Keime bei Periimplantitis nachgewiesen werden, die nicht primär mit Parodontopathien assoziiert sind: Enterobakterien, Candidas und Staphylokokken. Vor allem werden diese Keimgruppen bei Patienten mit systemischen Erkrankungen und bei Prothesenträgern gefunden (Alcoforado et al. 1991 und Leonhardt et al. 1999). Die Ursache der Periimplantitis ist die bakterielle Plaqueanlagerung, die die Mukositis auslöst, aber erst beim Einwirken weiteren Kofaktoren wie einem anfälligen Wirt und Umweltfaktoren zum fortschreitenden Knochenabbau führt. Mehrere klinische Studien zeigten, dass die bakteriell bedingte Periimplantitis ein analoges bakterielles Spektrum wie z.B. die marginale Parodontitis aufweist (Meffert et al. 1996, Mombelli et al. 1997, Conrads 1999, Gerber et al. 2006). Die bakterielle Mikroflora von zahnlosen und teilbezahnten Implantatpatienten unterscheidet sich nicht wesentlich. Auch die Wahrscheinlichkeit einer Entzündung ist bei beiden fast gleich, diese muss sich aber bei zahnlosen Implantatträgern erst neu etablieren, weshalb sie zeitlich verzögert auftritt (Quirynen et al. 2001). Andererseits zeigten klinische Studien, dass bezahnte Patienten eine höhere Besiedlung mit parodontalen pathogenen Keimen aufwiesen. Die Häufigkeit von nachgewiesenen bakteriellen Implantatmisserfolgen bei solchen Patienten betrug bei partieller Zahnlosigkeit 20% und war größer als bei totaler Zahnlosigkeit mit 9%. Es wurde vermutet, dass der Sulcus gingivae oder die parodontalen Taschen die Hauptquelle für die bakterielle Kontamination waren (Karch et al. 2006).

Bakterien und deren Stoffwechselprodukte sind auslösende Faktoren für parodontale

und periimplantäre Entzündungen mit nachfolgendem Gewebeverlust. Gleichzeitig bietet der Sulcus gingivae der natürlichen Zähne einen physiologischen Mechanismus, der einen immunologischen Schutz darstellt. Im Gegensatz dazu fehlt einem Implantat der Parodontalspalt mit seinen Kapillaren. Durch die verringerte Durchblutung ist die Immunabwehr reduziert. Es wurde gezeigt, dass die Sauerstoffsättigung beim Implantat durchschnittlich 8% niedriger als bei den natürlichen Nachbarzähnen war (Abboud et al. 2006). Solche Aspekte, wie die geringere Kapillarenanzahl und die demzufolge niedrigere Sauerstoffsättigung am Implantat, können als Erklärung für eine fortdauernde Präsenz von Mikroorganismen in periimplantären Taschen dienen (Mombelli et al. 1997).

Der Biofilm am Implantat organisiert sich zu einer subgingivalen Plaque, in dem sich das Epithel auflockert und die Bakterien am Implantat adhären (Doulan 2002). Mittels Polysacchariden verbinden sie sich zu einer Matrix, die sie vor äußeren Einflüssen wie der Immunabwehr oder Antibiotika schützt. Typischerweise tritt am Implantat Floride, d.h. nicht verkalkte Plaque auf.

Für die bakterielle Adhäsion ist die Rauigkeit und Struktur einer Oberfläche relevant. Hinzu kommen die Einflüsse von Oberflächenenergie und Benetzbarkeit (Rimondini et al. 1997, Geber et al. 2006, Donlan 2002, Schwarz et al. 2006).

Die Hohlräume im Implantatinneren und der marginale Spalt zwischen Implantatschulter und dem prothetischen Abutment können ein Bakterienreservoir bilden und die periimplantäre Entzündung damit speisen (Weng et al. 2003, 2004, Weigl et al. 2004, Strub & Gerds 2003). Insbesondere gewinnt dieser Kontaminationsweg an Bedeutung, wenn zwischen Implantat und Abutment ein Spalt entsteht und ein Pumpeffekt auftritt. Dann kann dieser Pumpeffekt während der Belastungsphase im periimplantären Gewebe eine Entzündung verstärken (Weigl et al. 2004).

2.6 Methoden und Instrumente zur Periimplantitistherapie

Grundsätzlich gliedert sich die Behandlung einer periimplantären Entzündung mit dem Ziel der Ausheilung in folgende Schritte:

1. Reinigung der periimplantären Tasche
2. Dekontamination der Implantatoberfläche
3. a) Reduktion der periimplantären Tasche mit dem Ziel die Reinigungsfähigkeit wieder herzustellen, dann muss auch die Implantatoberfläche mittels Implantatplastik geglättet werden.
3. b) Regeneration der periimplantären Tasche durch Auffüllen des Knochendefekts und Versuch der Re-Osseointegration an der Implantatoberfläche, dann muss diese unbeschädigt bleiben.
4. Vermeidung einer erneuten periimplantären Entzündung durch Verbesserung der Mundhygiene, der Compliance sowie Verkürzung der Intervalle zur unterstützenden Nachbehandlung und Reduktion aller ungünstigen Kofaktoren, wie Fehlbelastungen und Rauchen (Mombelli et al. 1998).

Als systematisches Konzept zum Erreichen dieser Ziele steht das Berner Konzept der Auffangenden Kumulativen Unterstützenden Therapie (AKUT-Konzept) zur Verfügung (Mombelli et al. 1997, Lang et al. 2004), das am Befund orientiert die notwendigen Maßnahmen empfiehlt:

A - ohne erhöhte Sondierungstiefen über 3 mm, aber bei Blutung auf Sondieren wird die Politur am Implantat Hals empfohlen.

B - mit wenig erhöhten Sondierungstiefen (4-5 mm) und BOP erfolgt die gleiche Therapie und desinfizierende Maßnahmen.

A und B entsprechen einer Mukositis.

C - bei Sondierungstiefen ab 6 mm ist ein Röntgenbild obligat. Zeigt es keinen Knochenabbau, reicht eine Behandlung wie bei B. Mit Knochenabbau manifestiert sich eine Periimplantitis, so dass sich ein mikrobieller Test anschließt. Bei Knochenabbau von maximal 2 mm, wird eine geschlossene instrumentelle Reinigung der Tasche unterstützt und desinfizierende Maßnahmen und Antibiotikagabe empfohlen.

D - Bei mehr als 2 mm Knochenabbau ist eine Lappenoperation für einen offenen Zugang zur instrumentellen Implantatreinigung erforderlich, zusätzlich wird die Behandlung wieder desinfizierend und antibiotisch ergänzt. Eine Explantation ist klinisch abzuwägen.

E – Taschentiefen von mehr als 6 mm und ein erheblicher Knochenabbau führen zu einer Explantation des Implantats.

Die Methoden zur instrumentellen Reinigung der Implantatoberfläche werden nicht näher benannt. Seit der ersten Veröffentlichung des AKUT-Konzeptes 1994 an der Universität Bern haben sich die Reinigungsmethoden erheblich weiter entwickelt.

Heute stehen von diversen Herstellern Instrumente und Geräte für diesen Zweck zur Verfügung. Die Instrumente und Geräte lassen sich entsprechend ihrer Arbeitsweise untergliedern in:

- Prophylaxeinstrumente, wie Gummipolierkelche und Prophylaxebürstchen, zum Einsatz bei einer Mukositis auf glatten Implantatoberflächen am Implantathals (Schwarz et al. 2006).
- mechanisch reinigende Instrumente, die, manuell oder maschinell angetrieben, bei einer Periimplantitis zur Reinigung der periimplantären Tasche und der Implantatoberfläche eingesetzt werden. Je nach Intention sollen die Materialien die Implantatoberfläche nicht beschädigen, wie z.B. die Kunststoff-Kürette, oder die raue Implantatoberfläche in Sinne einer Plastik glätten, wie z. B. Perio-Diamanten.
- dekontaminierend-wirksame Maßnahmen, wie der Einsatz ätzender Agenzien, z.B. Zitronensäure (Hartmann et al. 2005, Al-Nawas et al. 2007) oder Geräte wie Laser, Ozon oder photodynamische Therapie werden vorgeschlagen (Schwarz et al. 2003, 2006, Karapetian et al. 2006).

Auch eine Kombination der verschiedenen Maßnahmen ist denkbar (Deppe 2000, 2001, 2005, 2007, Hultin et al. 2007, Bergmann 2007). Zusätzlich hat sich die Taschenirrigation mit Chlorhexidin intraoperativ und häuslich während der Heilung bewährt. Eine adjuvante Antibiotikagabe kann lokal oder systemisch erfolgen.

Ein Problem der Instrumentierung ist die Zugänglichkeit. Nach Möglichkeit sollte die Suprakonstruktion entfernt werden, um das Implantat zirkulär optimal reinigen zu können um eine anschließende ungestörte Heilung zu ermöglichen. Leider lässt sich dies klinisch meist nicht umsetzen, weil der Patient dann auf seine Suprakonstruktion verzichten müsste.

Im Folgenden werden die verschiedenen Instrumente und Geräte zur Implantatreinigung einzeln vorgestellt und in der Tabelle 2 sind Literaturangaben zur Effizienz aufgelistet.

1. Manuelle Instrumente:

Basierend auf den klassischen Gracey-Küretten wurden spezielle implantologische Handinstrumente weiterentwickelt. Um die Implantatoberflächen nicht zu zerkratzen, werden heute Implantat- Küretten aus Karbon oder Kunststoff produziert. Vom Aufbau ihrer Arbeitsteile entsprechen sie den Metall-Küretten. Klassische Stahl-Küretten zerkratzen die Titan-Oberflächenstrukturen und verhindern damit die Geweberegeneration und begünstigen die erneute Plaqueanlagerung (Gnoth et al. 2001, Schwarz et al. 2003). Die Verwendung von Kunststoff- und Karbon-Küretten kann dagegen insuffizient sein, d.h., nicht zu einer vollständigen Entfernung des bakteriellen Biofilms führen (Fox et al. 1990). Auch dann ist die Heilung der Entzündung fraglich. Weiterhin werden Titan-Küretten angeboten, die weniger Schaden verursachen als Stahl-Küretten, aber rigider sind als Karbon- bzw. Kunststoff- Küretten.

2. Rotierende Instrumente:

Rotierend werden Prophylaxeinstrumente wie Bürstchen und Gummikelche (Mengel et al. 2004) bzw.- Spitzen eingesetzt (beispielsweise KerrHawe Implant-Recall Set, West Collins, CA USA). Diamantierte Schleifkörper werden für eine Implantoplastik genutzt. Dabei besteht die Gefahr von Versprengungen von Titanpartikeln und Polierkörperanteilen in den umgebenden Knochen. Anschließend müssen die Oberflächen mit Hilfe von Gummipolierer geglättet werden, wobei diese Behandlung intraoral unregelmäßigere Ergebnisse als eine primär glatte Oberfläche erzielt (Romeo et al. 2006).

3. Schwingende Instrumente:

Diese können Schall- oder ultraschallgetrieben sein (Mengel et al. 2004). Gemein ist ihnen, dass durch die Schwingung Wärme an der Oberfläche entsteht, so dass sie nur mit Kühlung betrieben werden dürfen. Dieses Kühlmedium kann gleichzeitig durch Zusatz von desinfizierenden Mitteln zur Spülung und Desinfektion dienen. Die Schwingung arbeitet neben der mechanischen Wirkung über einen Kavitationseffekt, mit dem gelöste Plaque leichter abgesprengt werden soll und Bakterien zerplatzen (Schultz 2005). Durch die Spülung werden die Bakterienreste aus der Tasche entfernt. Der Kavitationseffekt wird vor allem den Ultraschallwellen zugeschrieben und funktioniert folgendermaßen: Die Ultraschallwellen geben ihre Energie von Teilchen zu Teilchen weiter. In Flüssigkeiten geschieht dies radial und in festen Stoffen linear. Wenn eine Welle

auf ein anderes Medium trifft, wird ein Teil ihrer Energie reflektiert und der andere läuft weiter. So entstehen in einem flüssigen Medium durch lineare, longitudinale Wellen kleine Gasblasen, so genannte Kavitationsblasen. Diese Blasen können durch nicht lineare Wellen beim Kontakt implodieren, was kurze Energiestöße produziert. Dadurch können auch berührungslos Biofilme zerstört werden. Der Kavitationseffekt und die Schwingung sind von der Frequenz und der Amplitude und nicht von der Form und der Länge des Arbeitsendes abhängig. Die Amplitude kann zwischen 10 und 100µm liegen (Sato et al. 2004, Rooa-Jansaker et al. 2003, Leonhardt et al. 2007, Schmage et al. 2008). Die Form der schwingenden Instrumente variiert zwischen glatten, geraden oder gewinkelten Spitzen bzw. kürettenähnlichen Formen. Die Arbeitsspitze aus PEEK-Material oder aus Stahl soll tangential entlang der Oberfläche führen, ansonsten würde sie die Implantatoberfläche beschädigen (Mengel et al. 2004).

- Funktionsprinzip der **Schallgetriebenen-Instrumente**:

Die Schallgeräte treiben mit Druckluft an. Der drehbare Hohlzylinder im Handstück wird durch den Luftstrom in Bewegung versetzt. Dadurch werden hochfrequente Bewegungen und Schwingungen von 6-8 kHz erzeugt. Erzeugte Schwingungen übertragen sich auf die Arbeitsspitze. Laut Hersteller schwingt die Spitze mit einer bekannten Amplitude von 60-1000µm auf einer sog. ellipsenähnlichen Bahn. Alle Flächen der Arbeitsenden sind bei der Arbeit gleich aktiv. So wird die Substanz unabhängig von der Lokalisation des Arbeitsansatzes zur Oberfläche abgetragen, was einen Vorteil gegenüber den Ultraschallinstrumenten darstellen soll (Schultz 2005, Sato et al. 2004, Roos-Jansaker et al. 2003). SonicSys (KaVo, Biberach) ist ein Beispiel für ein Schallgerät. Für die Implantatreinigung werden eine Prophylaxebürste und ein Kunststoffansatz angeboten. Der Kunststoffansatz ist in Form einer Spitze aus PEEK-Kunststoff gefertigt, die sich unter Anwendung abnutzt und einen guten Zugang zu periimplantären Taschen besitzen soll. In der Literatur wird diese Methode positiv bewertet (Mengel et al. 2004). Die Schall-getriebene Prophylaxebürste wird entsprechend den rotierenden Prophylaxe-Instrumenten eingesetzt.

- Funktionsprinzip der **Ultraschall-getriebenen Instrumente**:

Die Geräte werden je nach Antriebsart in magnetostriktive Systeme, piezoelektrische Systeme und das Vector-System als eine Sonderform unterteilt. Die Schwingung wird beim **magnetostriktiven System** durch ein mit der Arbeitsspitze fest verbundenes

Bündel aus Metalllamellen oder einem Ferritstab erzeugt. Durch Anlegen eines elektrischen Stromes entsteht ein magnetisches Feld. Es kommt zur Ausdehnung und Kontraktion des Metallbündels oder Ferritstabes, wodurch an der Arbeitsspitze hochfrequente Schwingungen von 25-40kHz erzeugt werden. Die Arbeitsspitze bewegt sich dadurch mit einer Schwingungsweite von 13 bis 72µm auf einer ellipsenähnlichen Bahn. Auf Grund dieser Bewegung kann die Arbeitsspitze gegen die zu bearbeitende Oberfläche schlagen (Petersilka et al. 1999). Ein Beispiel dieser Antriebsart ist das Cavitron-Gerät (DENTSPLYDeTray, Konstanz). Die Schwingung wird beim **Piezelektrischen System** durch Anregung von Kristallen innerhalb des Handstücks zur Dimensionsänderung angetrieben. An den Enden eines Quarzes, bei dem es sich um eine biopolare Struktur handelt, wird eine hochfrequente Wechselspannung angelegt. Schwingungen in der Höhe von 20 bis 35 kHz entstehen durch einen Wechsel von Ausdehnung und Kontraktionen, wobei sich die Arbeitsspitze linear mit einer Amplitude von 12 bis 72µm bewegt. Dadurch sind nur zwei Flächen des Ansatzes aktiv, was beim Positionieren des Arbeitsendes zu beachten ist. Die Anlagerung der Arbeitsspitze beeinflusst ihr Abtragsmuster und zwar entweder rein hämmernd oder rein schabend (Petersilka et al. 1999). Ein Beispiel dieser Antriebsart ist das PiezonMaster (EMS, München), das für die Implantatreinigung eine mit PEEK-Kunststoff beschichtete Spitze, das PI-Instrument anbietet.

Das **Vector-Ultraschallgerät** (Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen) hat eine Sonderstellung unter den Ultraschallinstrumenten. Die Schwingungen, die im Handstück piezoelektrisch erzeugt werden, werden über einen ringförmigen Resonanzkörper auf die Instrumentachse umgelenkt. Dadurch entsteht eine vertikale lineare Instrumentenbewegung. Die an der schwingungsaktiven Implantatspitze haftende Wasserhülle gibt die entstehende Energie in die Tasche weiter. Zur Kühlung und Effizienzsteigerung muss ein Schleifmedium in der Tasche verwendet werden. Diese Suspension wird von der Ultraschallenergie angeregt und löst durch den Kavitationseffekt Verunreinigungen von der Oberfläche. Die Ablagerungen werden rein berührungslos zwischen Instrumentspitze und Zahn- oder Implantatoberfläche durch die mittels Ultraschallenergie angeregte Suspension entfernt (Horodko et al. 2003). Der Vorteil wird in einer schmerzfreien Behandlung gesehen. Trotz der berührungslosen Arbeitsweise wird neben den metallischen Arbeitsansätzen seit kurzem ein Karbonfaser-Ansatz zur Implantatreinigung angeboten. Von den zwei

Suspensionsmöglichkeiten empfiehlt sich ohnehin nur das Polish für die Implantatanwendung. Die Wirksamkeit dieser Methode zur periimplantären Reinigung wurde bestätigt (Sculean et al. 2004).

4. Airpolishing:

Die Implantatoberfläche kann mechanisch erfolgreich mit Luft-Pulver-Wasserstrahlgeräten, dem sog. Airpolishing gereinigt werden (Mengel et al. 2004). Airpolishing-Geräte arbeiten mit Natriumbikarbonat, Aluminiumhydroxid oder Calciumcarbonat in der supragingivalen Anwendung und nutzen ein Amino-Acid Glycin zur subgingivalen Anwendung. Die Aminosäuren sind in der Tasche abbaubar und haben eine feinere Partikelgröße. Dennoch muss auf einen korrekten Anstellwinkel von 30-60 Grad auf Zahn bzw. Implantat geachtet werden, um ein Emphysem auszuschließen. Beispiele sind das Air Flow-Gerät von EMS mit dem Air Flow Perio Pulver oder das Cavitron Prophy Jet (DENTSPLY DeTrey) mit dem Clin Pro Prophy Powder (3M ESPE). Die Implantatoberflächen sollen durch das subgingivale Pulver mit niedrigerer Abrasivität nicht beschädigt werden. Die Technik verspricht als Vorteil auch Endotoxine zu entfernen (Zablotsky et al. 1991, Petersilka et al. 2003).

5. Methoden und Instrumente zur Dekontamination der Implantatoberfläche:

Die Implantatoberfläche lässt sich durch den Einsatz chemischer Agenzien, Lasergeräte, Photodynamische Desinfektion oder Ozongas dekontaminieren.

Verschiedene **chemische Agenzien** wurden zur Dekontamination vorgeschlagen, beispielsweise Octenisept, Zitronensäure 20%, Phosphorsäure 37% und Chlorhexidin. Nicht alle erscheinen dabei für das Gewebe atraumatisch zu sein (Sennhenn-Kirchner et al. 2004, Wiltfang et al. 2008).

Weiterhin stehen **Dentallaser** für diese Anwendung zur Verfügung:

Das Ziel einer Lasertherapie besteht in einer oberflächlichen Verdampfung der wässrigen Plaque und der thermischen Ausschaltung von Endotoxinen durch die Strahlung ohne Erwärmung des Implantatkörpers (Deppe et al. 2005). Trotzdem besteht beim Laser die Gefahr der lokalen Überhitzung und der Einschmelzung der Implantatoberfläche.

Verschiedene Lasersysteme werden in der Zahnheilkunde genutzt: Er:YAG, CO₂, Dioden, Excimer. Der Er:YAG-Laser wird mit Lichtkeil angeboten, so dass er auch in der periimplantären Tasche angewendet werden kann, während die übrigen nur nach Aufklappung genutzt werden können. Ein Beispiel des Erbium: YAG Lasers ist der

KaVo Key-Laser, der bereits seit 1991 klinisch eingesetzt wird (Thull 1994). Die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers ist so gestaltet, dass die Aufnahmeenergie nicht an Farbstoffen, sondern an Wassermolekülen orientiert ist, genau beschrieben, unmittelbar ab der ersten wasserhaltigen Schicht des Zielgewebes. Wassermoleküle einziehen das Licht mit einer Wellenlänge von 2.940nm sehr effektiv. Dadurch entstehen explosionsartige Bedienungen in Molekülen und die Lichtenergie wird zum großen Teil in eine kinetische Energie umgebildet. Dies führt zum Effekt der Kalt- Ablation (Nessler et al. 2005, Schwarz et al. 2003). Der Er:YAG-Laser kommt für die Behandlung der Implantatoberflächen in Frage, da seine spezifische Wellenlänge kaum von Titan absorbiert wird. Die Einstellungswerte liegen bei 100mJ –Energie und 10Hz–Frequenz (KaVo Info). In einer Untersuchung von Schwarz (2006) bewiesen der Er:YAG-Laser bessere Ergebnisse als das Vector-System oder die Plastik-Kürette. Die Laseranwendung erfordert die Einhaltung spezieller Sicherheitsmaßnahmen und gute Kenntnisse der thermischen Laserwirkungen am Implantat, da bei inadäquater Bedienung erhebliche Schäden resultieren können (Deppe et al. 2005).

Die **Photodynamische Therapie** benutzt ebenfalls einen Diodenlaser (Karapetian et al. 2004). Allerdings ist der Niedrigenergielaser mit 100 mW ungefährlicher und gehört zur Laser-Klasse 2. Das Laserlicht hat eine Wellenlänge von 635 bis 660 nm mit rotem Spektrum. Die Wirkungsweise beruht darauf, dass die Bakterien mit einem Photosensitizer (z.B. Toluidinblau) angefärbt werden. Der Farbstoff haftet an Lipiden der Zellmembran und wird durch die Energie des Laserlichts angeregt. Die Energie wird auf Sauerstoff-Moleküle übertragen, die Singulett-Sauerstoff bilden, der toxisch und oxidierend wirkt, wodurch die Bakterienzellen zerstört werden. Die Wirkung beschränkt sich artenunabhängig auf alle Bakterien, betrifft aber nicht Körperzellen (Dörtbudak et al. 2001, 2002). Beispiele sind photodynamische Desinfektionsgeräte der Firmen Cumdente (Tübingen) und Helbo (Wels).

Eine ähnliche Wirkungsweise besitzt **Ozon-Gas**, das bereits im 1. Weltkrieg zur Wunddesinfektion genutzt wurde (Karapetian et al. 2004). Ozon reagiert beim Zerfall ebenfalls mit der Bildung von Singulett-Sauerstoff. Neben der Dekontamination soll die Durchblutung gesteigert und dadurch die Wundheilung verbessert werden (Karapetian et al. 2007). Beispiel ist das Ozotop (Mectron, Köln Dellbrück), das einen düsenartigen Ansatz zur Nutzung in der periimplantären Tasche besitzt. Alle übrigen Ozongeräte können nicht parodontal eingesetzt werden, da sie einen glockenartigen

Abschluss über den Zahn benötigen.

2.7 Therapierfolge

Die Literatur zur Behandlung periimplantärer Entzündungen nimmt gerade in der jüngeren Zeit zu. In Tabelle zwei werden die Ergebnisse der verschiedenen Implantatreinigungsmethoden verglichen.

Autor	Jahr	Verglichene Methoden	Versuchsart	Ergebnisse
Augthun et al.	1998	Kunststoff-Kürette, Metall-Kürette, Glättung mit Diamand, Ultraschall-Scaler, Airflow-Gerät und Chlorhexidin-Spülung	in vitro	Kunststoff-Kürette und Airflow-Gerät haben beste Ergebnisse gezeigt
Bach et al.	2000	Dioden-Laser	in vivo	Laser-Therapie ergab schlechtere Ergebnisse als in der Literatur angegeben
Kreisler et al.	2002	Er: YAG-Laser	in vitro	Laser hatte ein hohes bakterizides Potenzial
Schwarz et al.	2003	Er: YAG-Laser und Vector-Gerät	in vitro	Vector-Gerät war nicht für die Instrumentierung von Titanoberflächen geeignet, wenn Arbeitsspitze aus Karbonfasen verwendet wird
Shibli et al.	2003	lethale Photosensitization und gesteuerte Geweberegeneration	in vivo	Re-Ossoeintegration gelungen
Karapetian et al.	2004	Photodynamische Therapie, Ozon-Gas, Gummipolierer und antibiotische Therapie	in vivo	Mechanische Reinigung und Politur waren nicht ausreichend. Photodynamische Therapie erzielte bessere Resultate als Ozon-Therapie
Büchter et al.	2004	Kunststoff-Küretten, Chlorhexidin-Spülung, Abutment-Sterilization / Doxycyclin lokal	in vivo	Doxycyclin wurde am besten beurteilt
Mengel et al.	2004	Kunststoff-Kürette, Stahl-	in vitro	Kunststoff- Küretten und

		Kürette, Titan-Kürette, Gummi-Polierer, Ultraschall-Scaler mit Stahl-Ansatz und Airflow-Gerät		Airflow-Gerät haben sich als beste Methoden erwiesen
Sculean et al.	2004	Er: YAG-Laser und Ultraschall-Instrumente	in vivo	Keine Überlegenheit eines der beiden Instrumente gefunden
Karring et al.	2005	Vergleich von Vector-Gerät und Laser	in vivo	mechanische Reinigung allein ist nicht ausreichend
Schwarz et al.	2006	Er: YAG-Laser gegen manuelle Küretten aus Kunststoff mit Chlorhexidin-Spülung	in vivo	Ähnliche Attachmentlevel wurden erzielt, aber Taschentiefe und Rezession waren in der Lasergruppe geringer
Romeo et al.	2005	Implantatglättung gegen Antibiotikatherapie	in vivo	Glättung wurde bevorzugt
Kawashima et al.	2007	Ultraschallansätze: Karbon, Kunststoff und Metall	in vivo	Karbon- und Kunststoff - Ansätze produzierten am deutlichsten polierte Oberfläche
Renvert et al.	2009	Schall- und Ultraschallgetriebene Geräte	in vivo	Keine Überlegenheit eines der beiden Instrumente gefunden
Sennhenn-Kirchner et al.	2009	4 antiseptischen Agentien: Chlorhexidin, Öl, Octenidine und Zitronensäure	in vitro	Keine Überlegenheit einer der vier Methoden gefunden

Tab. 2: Literaturtabelle zu Implantatreinigungsmethoden und ihrer Wirksamkeit

Unterschieden werden müssen die Publikationen hinsichtlich ihres Evidenzlevels:

- In-vitro Untersuchungen testeten die Wirksamkeit der verschiedenen Methoden am Modell (Augthun et al. 1998, Kteisler et al. 2002, Mengel 2004, Kawashima et al. 2007). Sehr oft haben die Resultate gezeigt, dass die Kunststoff-Küretten und Airpolishing-Geräte sich als beste Therapie erwiesen haben.
- Im Tierversuch wurden an Hunden und Affen periimplantäre Läsionen induziert. Ihre Heilungstendenz ist beim Wegfall der Noxe größer als beim Menschen (Lang et al. 1993, Leonhardt et al. 1992, Lindhe et al. 1992). Im Tierversuch wurde die Möglichkeit zur Regeneration periimplantärer Knochendefekte nachgewiesen (Shibli et al. 2003).

Klinische Studien sind oft Erfahrungsberichte über den positiven Einsatz einer Methode, beispielsweise des Lasers (Romanos et al. 2000, Karapetian et al. 2004, Schwarz et al. 2006). Randomisierte klinische Studien mit anerkannten Evidenzlevel sind bislang zu wenig durchgeführt worden. Insgesamt haben Esposito et al. (2008) (mit sieben Studien) und Kotsovilis et al. (2008) (mit fünf Studien) bei ihrer Literaturanalyse nur acht Studien gefunden, die diesem Evidenzlevel entsprachen:

Tang et al. (2002) haben lokale Metronidazol-Applikation mit der mechanischen Reinigung verglichen und die mechanische Reinigung favorisiert.

Sennhenn-Kirchner et al. (2009) untersuchten vier antiseptischen Agentien auf ihre Wirksamkeit: Chlorhexidin, Öl, Octenidine und Zitronensäure. Keine Überlegenheit eines der vier Methoden wurde gefunden. Die maximale Wirkung wurde nach acht Minuten festgestellt, allerdings waren bereits zwei Minuten für einen guten therapeutischen Effekt ausreichend.

Buchter et al. (2004) haben die periimplantäre Reinigung immer mit Kunststoff-Küretten, Chlorhexidin-Spülung und Abutment-Sterilisation durchgeführt und zusätzlich in einer Gruppe Doxycyclin lokal appliziert, was am besten beurteilt wurde. Schwarz et al. haben in mehreren Untersuchungen (2005) und (2006) den Er:YAG-Laser gegenüber den manuellen Kunststoff-Küretten verglichen, in beiden Gruppen mit anschließenden Chlorhexidin-Spülungen. Resümiert wurde, dass in beiden Gruppen ein ähnliches Attachmentlevel erzielt wurde, aber die Taschentiefe und Rezession in der Lasergruppe geringer war.

Karring et al. (2005) verglichen das Vector-Gerät mit dem Er:YAG-Laser und postulierten, dass die mechanische Reinigung allein nicht ausreicht. Dagegen betonten andere Autoren, dass der Laser zur alleinigen Therapie ungeeignet sei und

nur adjuvant eingesetzt werden sollte (Bach et al. 2000).

Romeo et al. (2005) führte die Behandlung mit einem apikalen Verschiebelappen durch und eliminierte die periimplantäre Tasche mit bzw. ohne Implantatglättung begleitet von einer Antibiotika-Abdeckung. Bevorzugt wurde die Implantatglättung.

Schwarz et al. (2006) untersuchte die Möglichkeit der Auffüllung periimplantärer Knochendefekte mit BioOss (Geistlich) oder Ostim (Heraeus). Dazu wurde eine Vorbehandlung mit Kunststoff-Küretten und Chlorhexidin-Spülung durchgeführt und das Regenerationsmaterial im Rahmen einer Lappen-Operation eingebracht. Als Füller wurde BioOss bevorzugt.

Zusammenfassend hat sich aus der Literatur gezeigt, dass die verschiedenen Reinigungsmethoden in Abhängigkeit von der Schwere der periimplantären Erkrankung und der Implantatoberflächenstruktur unterschiedlich effizient eingesetzt werden können. Die Reinigungsmethoden können sowohl in der geschlossenen periimplantären Tasche als auch nach Aufklappung angewendet werden, wobei bei einer fortgeschrittenen Entzündung tendenziell früher aufgeklappt werden sollte. Oberflächenstrukturen unterschiedlicher Rauigkeit sind am Implantathals und – Körper betroffen. Zudem sind neue Reinigungsmethoden auf den Markt gekommen, die bislang unzureichend untersucht wurden.

Weiterhin ist die Einsetzbarkeit der Materialien von der Zielsetzung der Resektion oder Regeneration des periimplantären Defekts abhängig. Der kombinierte Einsatz von mechanischen und desinfizierenden Methoden erscheint in der Klinik plausibel, wobei nicht sichergestellt ist, welchen Anteil die einzelne Methode differenziert zur Implantatreinigung beiträgt.

In vivo Studien erlauben trotz ihrer hohen Wertigkeit den Rückschluss auf die Wirksamkeit der Methode nur über die Heilung. Dagegen können in in vitro-Studien die Bakterienfreiheit der Implantatoberflächen und deren Modifikationen durch den Reinigungsprozess differenziert für unterschiedliche Implantatoberflächen analysiert werden.

3 Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit sollen 10 verschiedene Methoden zur Reinigung von Biofilmen auf Implantatoberflächen mit vier unterschiedlichen Strukturen hinsichtlich der Parameter Rauigkeit, Strukturänderungen und sonstige Einflüsse auf die Implantatoberfläche untersucht werden. Zu den 10 geprüften Methoden zählen zwei manuelle metallfreie Küretten, ein subgingivales Pulverstrahlsystem, zwei Prophylaxeinstrumente, drei schwingende Geräte mit metallfreien Ansätzen, das Vector-Gerät sowie ein Er:YAG-Laser. Der Biofilm besteht aus einem laborgezüchteten Streptokokken-Rasen auf vier Implantatoberflächen mit strukturpolierter, nur geätzter, nur gestrahlter und gestrahlt-geätzter Struktur. Die Bewertung richtet sich auf die Güte der Implantatoberflächen nach der Reinigung, nicht auf die Reinigungseffizienz.

Die Arbeitshypothese lautet: Die einzelnen getesteten Methoden sind in der Lage, die Bakterienrasen von den jeweiligen Implantatoberflächen zu entfernen, ohne die Oberflächenstruktur oder die Rauigkeit zu verändern.

4 Material und Methoden

4.1 Versuchs-Design

In der vorliegenden Arbeit wurden Versuchsplättchen (n=55 mit Durchmesser 1 cm) mit unterschiedlichen Implantatoberflächen: FRIADENTplus Oberfläche (gestrahlt und geätzt), sowie nur geätzt, nur partikelgestrahlt und strukturpoliert (Firma DENTSPLY Friadent, Mannheim) verwendet (Abb.1).

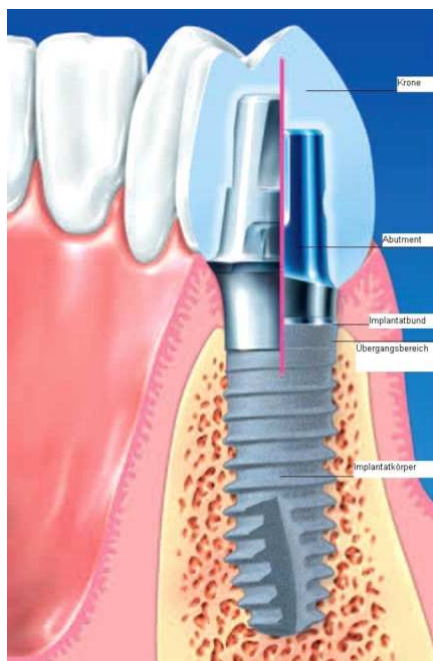


Abb. 1: XiVE-Implantat - transgingival/subgingival zur Veranschaulichung der verschiedenen Implantatregionen.

Die strukturpolierte Oberfläche befindet sich meist am Implantatbund. Den Übergang zum Implantatkörper bildet mitunter ein nur geätzter Übergangsbereich, z.B. beim FRIALITplus Implantat.

Der Implantatkörper ist heute oft mit gestrahlt-geätzten Oberflächen versehen, z.B. der Plus-Oberfläche bei XiVE und ANKYLOS. Früher waren die ANKYLOS-Implantate mit nur gestrahlten Oberflächen versehen.

Gemäß Versuchsdesign (Abb. 2) wurde auf je 50 Plättchen jeder Oberfläche ein Bakterienrasen aus *Streptococcus mutans* angezüchtet. Das Nassgewicht des Bakterienrasens wurde pro Plättchen bestimmt. Die Implantatoberflächen wurden mit insgesamt zehn Instrumenten und Geräten gereinigt, wobei jede Methode auf fünf Plättchen je Oberfläche angewendet wurde. Anschließend wurden die Oberflächen

mit Plaquerelevator angefärbt und im Lichtmikroskop auf Beschädigungen sowie Reste des Biofilms inspiziert und typische Merkmale notiert. Alle Versuchsplättchen sowie fünf Plättchen jeder Oberfläche der unbehandelten Kontrollgruppe wurden mittels Laserprofilometrie vermessen. Dabei wurde zweidimensional die Rauigkeit und dreidimensional die Oberflächenstruktur ermittelt.

Anschließend wurden typische Versuchsplättchen mittels Rasterelektronenmikroskop bei bis zu 1000facher Vergrößerung auf Veränderungen der Oberflächenstruktur untersucht. Die quantitativen Ergebnisse wurden statistisch berechnet.

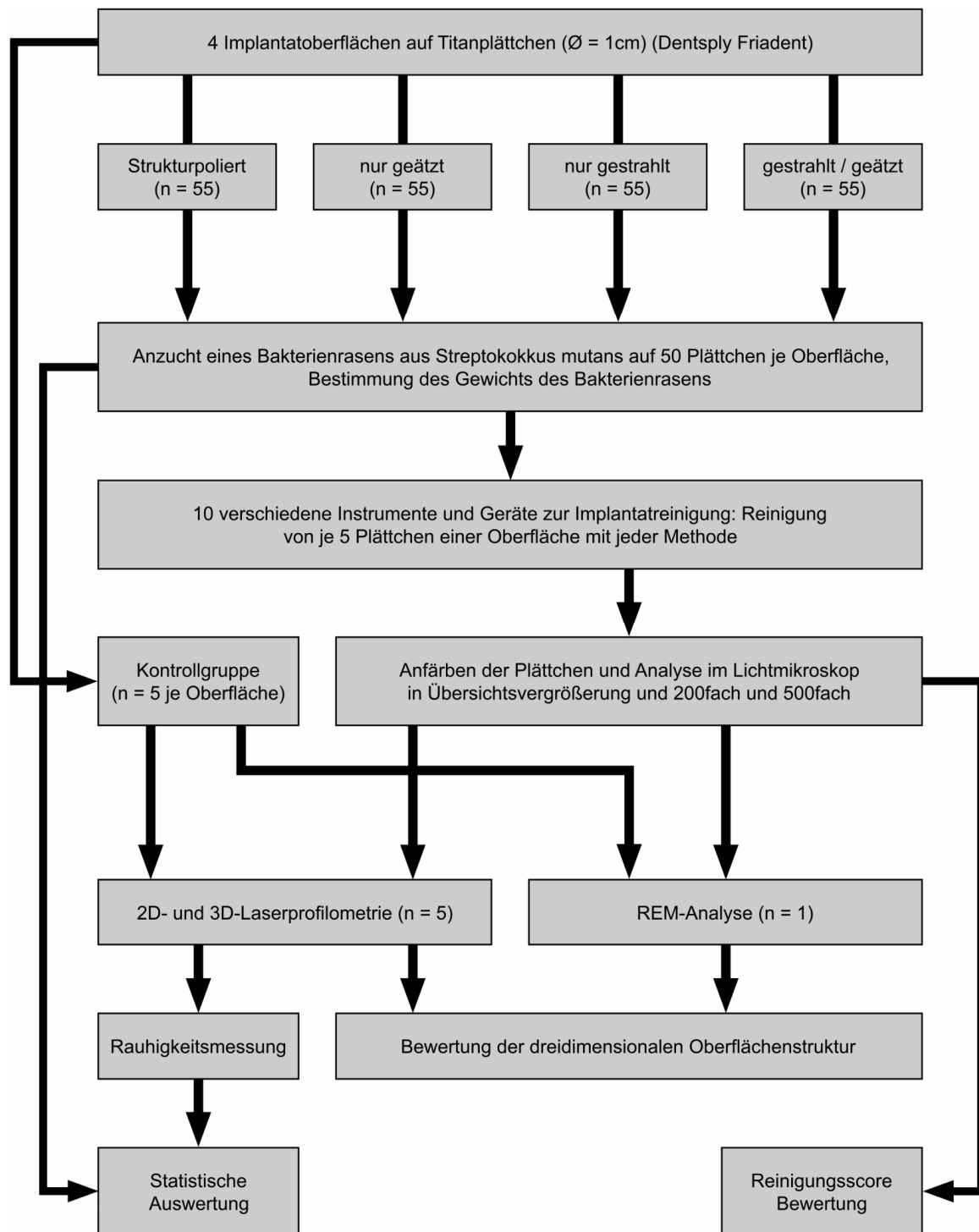


Abb. 2: Design der Studie

4.2 Geräte

Die in der Untersuchung verwendeten Instrumente sind in Tabelle drei aufgelistet. Die einzelnen Geräte werden nachfolgend näher nach ihren Arbeitsweisen eingeteilt.

Nr.	Bezeichnung	Hersteller und Ort	Arbeitsweise	Form/Arbeitsende
1	Kunststoff- Kürette	Hu-Friedy, Rotterdam, Niederlande	manuell	Kunststoff
2	Karbon- Kürette	Hawe Neos, Bioggio, Schweiz	manuell	Karbon
3	Gummipolierer	Hawe Neos	rotierend	Gummi
4	SonicSys 2000	KaVo, Biberach	schwingend, Schall	Prophylaxebürste
5	SonicFlex	KaVo	schwingend, Schall	CleanPEEK-Spitze
6	Piezon Master 400	EMS, München	schwingend, Ultraschall	Piezon Implant Cleaning
7	Cavitron ProphyJet	DENTSPLY DeTrey, Konstanz	Airpolishing	ClinPro Prophy Powder, 3M ESPE, Neuss
8	ProphyMax	Acteon, Mettmann	schwingend, Ultraschall	Karbonkürette
9	Vector-System	DürrDental, Bietigheim-Bissingen	schwingend, Ultraschall	paddelförmiger Metallansatz, Polish Fluid
10	KEY Laser 3	KaVo	Er:YAG-Laser	Implant Cleaning Ansatz

Tab. 3: In der Untersuchung verwendete Geräte und Instrumente

Nr. 1 und 2- Manuelle Instrumente

Die Instrumente (Abb. 3 und 4) sind aus Karbon bzw. Hightech-Kunststoff gefertigte Instrumente, die eine hohe Festigkeit besitzen, um Plaque und Zahnstein am Implantathals zu entfernen, aber nicht so hart sind wie Metallinstrumente. Sie besitzen zwei unterschiedlich gebogene Arbeitsenden mit einer schabend arbeitenden Arbeitsfläche, die den Gracey-Küretten ähnlich ist. Die Karbon-Kürette ist aus einem Stück gefertigt, während die Arbeitsenden der Kunststoff-Kürette beidseits in einen Metallgriff geschraubt werden. Die Kürette wurde mit ihrem Arbeitsende parallel zur Oberfläche angesetzt und schabend mit leichtem Druck (0,1-0,2N) tangential entlang der Plättchenoberfläche gearbeitet. Um alle Bereiche der Plättchenoberfläche zu erreichen, mussten diese Arbeitszüge mehrfach mit kleinen, überlappenden Bewegungen wiederholt werden. Sobald der Kürettenansatz stumpf war, wurde ein neuer verwendet.

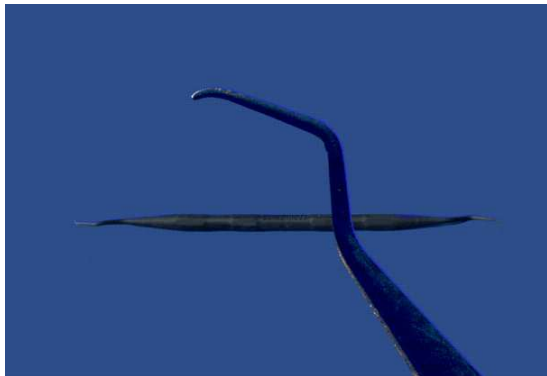


Abb. 3: Karbonkürette Hawe Neos



Abb. 4: Kunststoffkürette Hu-Friedy

Nr. 3 und 4 - Prophylaxeinstrumente

Der kelchförmige Gummipolierer (HaweNeos) wird mit Polierpaste speziell für die Reinigung der Titanoberfläche angeboten (Abb. 5). Er wurde im grünen Winkelstück bei einer Umdrehung von 10.000 U/min ohne Wasserkühlung, aber mit Polierpaste und tropfendem Wasser betrieben. Der Gummikelch wurde tangential zur Implantatoberfläche hin- und hergeführt, bis die gesamte Titanoberfläche gereinigt war. Jedes Titanplättchen wurde mit einer Pinzette so fixiert, dass der Gummipolierer die gesamte Oberfläche erreichen konnte. Anschließend wurde die Polierpaste und Reste des Gummipolierers gründlich mit Wasser abgespült.

Prophylaxebürsten stehen rotierend und schwingend zur Verfügung. Hier wurde die schwingende, schallgetriebene Prophylaxebürste SonicSys mit geradem, kompaktem Bürstenfeld getestet (Abb. 6).

Die Prophylaxebürste wird in ein Transferteil geschraubt, das in das Handstück des Airscalers eingesetzt wird. Die Prophylaxebürste wurde ohne Polierpaste und mit Wasserkühlung benutzt. Mit der Prophylaxebürste wurde möglichst vertikal mit rüttelnden Bewegungen über die Oberfläche gearbeitet, wobei das Plättchen mit einer Pinzette fixiert wurde.



Abb. 5: Gummipolierer Hawe Neos



Abb. 6: SonicSys Prophylaxebürste

Nr. 5, 6 und 8 - Schwingende Instrumente

Die SonicFlex Clean Peek-Spitze (Abb. 7) wird im schallgetriebenen Airscaler SONICsys 2000 L/N (KaVo, Biberach) mit 6000 Hz auf der Multiflex-Kupplung des Turbinenansatzes der zahnärztlichen Einheit betrieben. Die Sonic Clean PEEK-Spitze ist aus PEEK-Kunststoff gefertigt und wird in ein Transferteil geschraubt; sie nutzt sich unter Anwendung ab. Klinisch wird die Spitze in die periimplantäre Tasche bis zum Fundus eingeführt und nur mit leichtem Druck (ca. 0,1 N) unter überlappenden Bewegungen tangential an der Implantatoberfläche entlang geführt, bis die gesamte Titanoberfläche gereinigt ist.

In dieser Untersuchung wurde jedes Titanplättchen mit der Pinzette so fest fixiert, dass mit der PEEK-Spitze tangential zur Oberfläche gearbeitet werden konnte. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Spitze unter Wasserkühlung drucklos über die Oberfläche geführt wurde und mit nahezu überlappenden Bewegungen die gesamte Oberfläche gereinigt wurde. Wenn eine PEEK-Spitze abgenutzt war, wurde eine neue genommen.

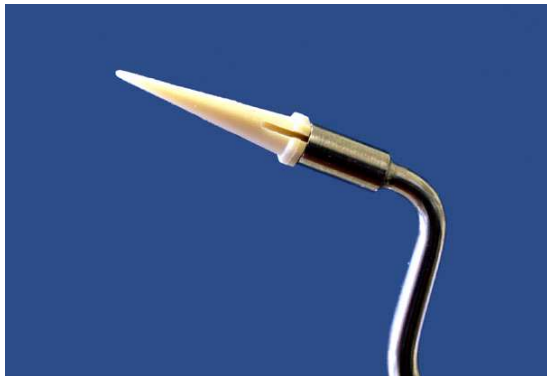


Abb. 7: SONIC Flex Clean PEEK Spitze

Die ultraschallgetriebenen Geräte arbeiteten nach dem piezoelektrischen System und in einem Frequenzbereich von 28 bis 32 kHz. Es handelte sich um das Prophy Max-Gerät der Firma Acteon (Abb. 8 a und b) sowie Piezo Master 400 der Firma EMS (Abb. 9 a und b).



Abb. 8a: Prophy Max-Gerät



Abb. 8b: Karbonspitze



Abb. 9a: Piezon Master-Gerät



Abb. 9b: PI-Spitze

Das ProphyMax Kombi-Gerät mit Ultraschallgenerator und Airpolishing hat ein autoklavierbares Suprasson II-Handstück für alle Ultraschallanwendungen. In dieser Studie wurde nur der Ultraschall-Teil des Gerätes genutzt. Auf das Handstück wurde die Karbonspitze PH 1 zur Implantatreinigung geschraubt. Sie ist in Form eines Scalers gestaltet (Abb. 8 a und b).

Beim Handling unter Wasserkühlung wurde darauf geachtet, dass das scalende Arbeitsende nur sehr leicht parallel über die Implantatoberfläche geführt wurde (ca. 0,1N), da es sich leicht an rauen Implantatoberflächen verkantet - wie Vorversuche gezeigt haben. Mit mehreren, einander überlappenden Arbeitsbewegungen wurde die Oberfläche gereinigt. Das Karbon-Instrument nutzte sich nicht ab, so dass es für alle Proben verwendet werden konnte.

Das Piezon Master 400-Ultraschallgerät wurde mit dem PI-Instrument betrieben. Die Arbeitsspitzen sind mit PEEK-Kunststoff beschichtet und gerade geformt (Abb. 9 a und b). Die PI-Arbeitsspitze wurde unter Wasserkühlung tangential horizontal an der Plättchenoberfläche mit sehr leichtem Druck (ca. 0.1N) und überlappenden Bewegungen entlang geführt, bis die gesamte Implantatoberfläche gereinigt war.

Die PI-Spitze nutzte sich nicht merklich ab, so dass eine Spitze zur Reinigung aller Proben ausreichte.

Nr. 7 - Airpolishing

Die DENTSPLY Cavitron™ Prophy JET-Kombinationseinheit beinhaltet ein Ultraschall-Gerät zur Zahnreinigung und ein Gerät zum Airpolishing (Abb. 11 a und b). In dieser Studie wurde nur das Pulver-Wasserstrahlgerät untersucht. Der Druck in der Wasserleitung zum Gerät muss zwischen 172 kPa und 414 kPa betragen. Der Strahlansatz wurde im Handstück montiert. Das Gerät wurde mit dem Clin Pro Prophy Powder zur subgingivalen Anwendung befüllt, vorher war das Gerät von vorherigem Pulver vollständig entleert worden, so dass es nicht zur Vermischung von Pulvern kam. Das niedrigabrasive Pulver besteht aus Amino-Acid-Glycin mit einer Partikelgröße von $<45\text{ }\mu\text{m}$. Die Strahldüse wurde mit mindestens 2 mm Abstand zur Oberfläche geführt und im 60 bis 90 Grad-Winkel auf die Plättchen-Oberfläche eingestrahlt. Bei der klinischen Anwendung hätte ein flacherer Einstrahlwinkel von 30 bis 45 Grad gewählt werden müssen, um in eine Tasche einzustrahlen. Die Strahldüse wurde solange über die Plättchen-Oberfläche in überlappenden Bahnen bewegt, bis die gesamte Oberfläche abgestrahlt war. Anschließend wurde das verbliebene Pulver mit Wasser gründlich abgespült.



Abb. 11a: DENTSPLY Cavitron Prophy Jet- Gerät



Abb. 11b: Strahlansatz und Strahlmedium zur subgingivalen Anwendung

Nr. 9 Vector-System

Das Vector-Gerät ist ebenfalls ultraschallgetrieben und arbeitet mit einer Schleifsuspension (Abb. 10 a und b).

In der Untersuchung wurde die Vector-Fluid-Polish-Suspension benutzt. Als Instrument kam die RECALL-Kürette CFK aus dem Tool-Kit Recall (Schwarz) zur Anwendung, die wie ein Hockeyschläger geformt ist, abgeplattet und stumpf. Die Spitze wird unterhalb des schwingenden Ringes im Handstück montiert. Dieser Ansatz bestand aus Metall. Erst nach Durchführung der Untersuchung wird inzwischen ein Ansatz aus Karbon in gleicher Form angeboten. Dieser stand zum Zeitpunkt der Versuche nicht zur Verfügung.

Die Wirkungsweise des Gerätes sieht vor, dass die Suspension in einem umschlossenen Bereich wie der parodontalen Tasche zu Schwingungen angeregt wird. Im Falle der Implantatplättchen wurden sie mit einer dicken Schicht Suspension benetzt und die vertikalen Instrumentenbewegungen parallel zur Oberfläche durch flächiges Anlegen des paddelförmigen Instrumentes übertragen. Das Instrument wurde drucklos mit kurzen überlappenden Bewegungen über die Oberfläche geführt. Zum Abschluss wurde die Suspension gründlich mit Wasser vom Plättchen abgespült.



Abb. 10a: Vector-Gerät



Abb. 10b: RECALL Kürette CFK

Nr. 10 - Laserlicht

Der in dieser Untersuchung verwendete KaVo Key Laser 3 ist ein Er:YAG-Laser (Abb. 12 a und b). Die Sicherheitsvorkehrungen wurden durch Tragen einer Schutzbrille eingehalten.

Durch den Lichtkeil am Handstück des Lasers kann das Laserlicht in eine periimplantäre Tasche gestrahlt werden. Alternativ zum Lichtkeil steht ein Kegelstumpfansatz für die flächige Anwendung, wie in dieser Studie, zur Verfügung. Die Versuchsplättchen wurden mit einer Pinzette fixiert und mit dem Kegelstumpfansatzes mit dem Laserlicht von 2940 nm, einer Energie von 100 mJ/puls und einer Pulsfrequenz von 10Hz unter Wasserkühlung beleuchtet. Die Wasserkühlung erfolgte mittels Wasserspray neben die Laserspitze. Der Laseransatz wurde ca. 1mm zur Implantatoberfläche unter direkter Einstrahlung gehalten und in überlappenden Bahnen über die Plättchenoberfläche geführt, bis die gesamte Oberfläche beleuchtet war. Anschließend wurden die Plättchen mit Wasser zur Entfernung gelöster Bakterienreste abgespült.



Abb. 12a: Er: YAG Laser, KaVo



Abb. 12b: Laser-Handstück mit Lichtkeil

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Versuchsplättchen – Oberflächenherstellung

220 Versuchsplättchen mit 1cm Durchmesser und 1,5mm hoch aus Titan Grad 4 wurden von der Firma DENTSPLYFriadent (Mannheim) hergestellt. Bei den Oberflächenkonditionierungen handelte es sich um für die Herstellung von Friadent- bzw. Ankylos-Implantaten standardisierte Prozesse, die mit gleich bleibender Qualität erfolgten.

55 Plättchen besaßen eine strukturpolierte Oberfläche, wie sie nach dem Abdrehen entsteht. Die so genannte "as machined" Oberfläche wird nicht auspoliert und besitzt konzentrische Rillen durch den Drehprozess. Die R_A -Werte liegen zwischen 0,2-0,4 μ m.

55 Versuchsplättchen erhielten eine nur geätzte Oberfläche. Dazu wurden Plättchen mit strukturpolierter Oberfläche zusätzlich einem thermischen Ätzprozess, sog. „Bio Pore Structuring“, mit Salz, Schwefel- und Flusssäure ausgesetzt. Anschließend wurden die Oberflächen neutralisiert und gereinigt. Die erzeugten mittleren Mikrorauigkeiten lagen bei 0,6 μ m.

55 Plättchen wurden mittels Partikelstrahlung der Oberflächen strukturiert. Die Strahlpartikel bestanden aus Korund und erzeugten eine mittlere Rauigkeit von 2,67 – 3,2 μ m. Überschüssige Strahlpartikel wurden gereinigt.

55 Plättchen wurden mit einer gestrahlt-geätzten Oberfläche versehen, der sog. Plus-Oberfläche. Zuerst beginnt die Mikrostrukturierung der Oberfläche mit Korundstrahlen, wodurch eine primäre Mikrorauigkeit erzielt wird. Dann wird die vorhandene Mikrostruktur durch ein spezifisches thermisches Ätzverfahren, dem bereits beschriebenen „Bio Pore Structuring“ wieder abgetragen und die Mikrostruktur der Oberfläche durch beide Prozesse kombiniert und verfeinert. Die R_A -Werte der Oberflächen lagen zwischen 1,47-1,49 μ m.

Vor ihrer Verwendung wurden alle Plättchen im Autoklav sterilisiert.

4.3.2 Bakterienzüchtung

Alle Versuchsplättchen wurden vorher auf einer Laborwaage mit einer Genauigkeit von 1mg gewogen und das Gewicht notiert.

Die Plättchen wurden auf Trägern mit Kunststoff fixiert, die in Flaschen mit Bakteriensuspension und Nährbouillon eingehängt wurden (Abb. 13).



Abb. 13: Titan-Plättchen auf Trägern, Flaschen mit Bakteriensuspension und Nährbouillon

Als Bakterienstamm wurde *Streptococcus mutans* gewählt. Fünf Plättchen passten auf einen Träger, von denen zwei Rücken an Rücken in eine Flasche gehängt wurden. Täglich wurde der Suspension Nährlösung zugegeben. Es wurde darauf geachtet, dass die vier Oberflächen in jeweils unterschiedlichen Positionen auf dem Träger fixiert waren.

Die künstliche Plaque wurde für drei bis vier Tage gezüchtet, bis alle Oberflächen vollständig überwachsen waren und an den Oberflächen hafteten. Die Plättchen wurden aus den Trägern entfernt und ein zweites Mal ausgewogen. Durch Subtraktion der Werte desselben Plättchens ergab sich das Nassgewicht der Bakterenschicht. Unterschiede zwischen den Implantatoberflächen wurden statistisch geprüft.

Direkt nach dem Auswiegen der Plaque wurden die Plättchen sortiert nach Oberflächen randomisiert den zehn Versuchsgruppen zugeordnet, die bestimmten, mit welchem Reinigungsinstrument die Oberflächenbearbeitung erfolgen sollte. Fünf Plättchen je Oberfläche, d.h. 20 Plättchen je Reinigungsmethode wurden in der vorgesehenen Weise gereinigt. Dieselbe Person führte alle Versuche durch.

Zielvorgabe war die möglichst vollständige Reinigung der Plättchenoberflächen. Der Untersucher reinigte, bis er subjektiv glaubte, eine vollständige Reinigung erzielt zu

haben, aber maximal zehn Minuten. Anschließend wurden alle Plättchen mit dem Plaquerelevator Mira-2-Tone (Hager Werken, Duisberg) nach Gebrauchsanweisung gefärbt. Die gereinigten Plättchen wurden mit zwei Tropfen Mira-2-Tone Flüssigkeit pro Plättchen gefärbt, eine Minute in der Farbe liegen gelassen und schließlich unter fließendem Wasser abgespült und mittels Luftpistole trocken gepustet. Bakteriell bedeckte Areale waren rosa bis violett gefärbt.

4.4 Versuchsauswertung

4.4.1 Lichtmikroskopie

Die Oberflächen der Plättchen wurden mit Hilfe des Auflicht-Mikroskops AXIOPHOT (Zeiss, Oberkochen) bei Übersichtsvergrößerung in 200- und 500facher Vergrößerung inspiziert. Exemplarische Fotos wurden angefertigt. Die Übersichtsvergrößerung wurde als digitales Makrobild mit der Kamera OLYMPUS E1(ORT) mit Zangenblick und Makroobjektiv 50 mm durchgeführt.

Die Makrobilder und die lichtmikroskopischen Aufnahmen wurden nach folgender qualitativer Einteilung bewertet und in drei Stufen eines Beschädigungs- und eines Reinigungs-Scores eingeteilt.

Beschädigungs-Score:

1. keine deutlichen Beschädigungen
2. deutliche Beschädigungen
3. sehr markante Schäden über der gesamten Oberfläche.

Reinigungs-Score:

1. keine Bakterien, keine verbliebenen Reinigungs-Partikel
2. einige Bakterien oder Reinigungs-Partikel
3. viele Bakterien oder Reinigungs-Partikel

4.4.2 Laserprofilometrie

Die Laserprofilometrie bietet die Möglichkeit der differenzierten quantitativen, zerstörungsfreien Oberflächenbeurteilung. Mit Hilfe eines Lichtstrahls werden die Profilunregelmäßigkeiten berührungslos abgetastet, wobei ein Focusfenster vorgewählt werden muss. Die linienartige 2D- oder die feldartige 3D-Abtastung der Oberfläche ist möglich. Das Messprinzip beruht darauf, dass ein Laser der Wellenlänge 780nm zu einem Focus gebündelt und auf die Probenoberfläche geleitet und reflektiert wird. Das Messsignal wurde durch die zentrale Rechneinheit verarbeitet und dadurch wird die grafische Darstellung der abgetasteten Oberfläche ermöglicht. Zu so eine grafischen Abbildung zählen: Die Ausgabe von quantitativen Oberflächenkennwerten und Rauigkeitsparametern nach DIN 4768, z.B. R_{MAX} , R_Z und R_A . Neben der Darstellung von Oberflächenrauigkeiten kann die Profilometrie auch zur qualitativen Beurteilung von Störungen auf der Oberfläche genutzt werden.

4.4.3 REM-Analyse:

In dieser Untersuchung wurde das Profilometer UBM Microfocus 3D mit der UBS-Software verwendet (Firma UBM). Ein Focusdurchmesser von 1 μm gewährleistete eine lineare Auswertung inklusiv kleinerer Profilunregelmäßigkeiten. Für die lineare Messung wurde eine Messstrecke von 1mm eingestellt. Gemessen wurden R_A , R_{ZDIN} , R_{MAX} , und die Welligkeit (L_R) als 2D-profilometrische Analyse. Die Rauigkeitskenngrößen bezeichnen nach DIN4768:

R_A - mittlere Rautiefe

R_{MAX} - maximale Rautiefe

R_{ZDIN} - Rauigkeitsdurchschnitt der zehn höchsten bzw. tiefsten Stellen, sog. Zehnpunktehöhe und

L_R - Profillängenverhältnis.

Die fünf Plättchen der Kontrollgruppe und je fünf Plättchen der zehn Versuchsgruppen je Oberflächenart wurden jeweils an drei verschiedenen Stellen vermessen. Zusätzlich wurde je eine 3D-profilometrische Flächenanalyse je Plättchen erstellt. Das Messareal betrug 0,25 x 0,25mm.

Für die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen wurde anhand der lichtmikroskopischen Beurteilung ein Plättchen mit typischem Muster der Oberflächenveränderung aus jeder Gruppe ausgewählt. Insgesamt elf Plättchen pro Implantatoberfläche wurden untersucht: Ein Plättchen unbearbeitet und je eines mit jeder Methode nach Bearbeitung. Die Anfertigung der REM-Bilder erfolgte mittels des Rasterelektronenmikroskops Digital Scanning Microscope DSM 940 (Zeiss, Oberkochen). Jedes Plättchen wurde durchgemustert und die Bereiche mit typischen Bearbeitungsspuren fotografiert. Die REM-Bilder wurden in Vergrößerungen von 50 bis 1000fach aufgenommen.

4.5 Statistische Auswertung

Alle Messdaten wurden mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms MICROSOFT EXCEL 2000 dokumentiert und einer Plausibilitätskontrolle unterzogen. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS / PC+ (Version 10.1.3) auf einem Signifikanz-Niveau von $\alpha=0,05$. Zum Vergleich der einzelnen Gruppen wurde die Oneway ANOVA mit der Scheffe-Korrektur verwendet. Zum Vergleich der Gruppen gegeneinander kam der Mann-Whitney-Test für mehrere unverbundene Stichproben zum Einsatz.

5 Ergebnisse

5.1 Bakteriengewicht

Die Messungen des Bakteriengewichts ergaben eine Menge von durchschnittlich 1 bis 2mg pro Plättchen, auf geätzten Oberflächen bis zu 3 mg (Abb.14). Diese Bakterienmenge belegte einen vollständigen anhaftenden Bakterienrasen auf den Oberflächen vor der Reinigung. Zwischen den Oberflächenstrukturen wurden keine statistisch signifikanten Differenzen festgestellt.

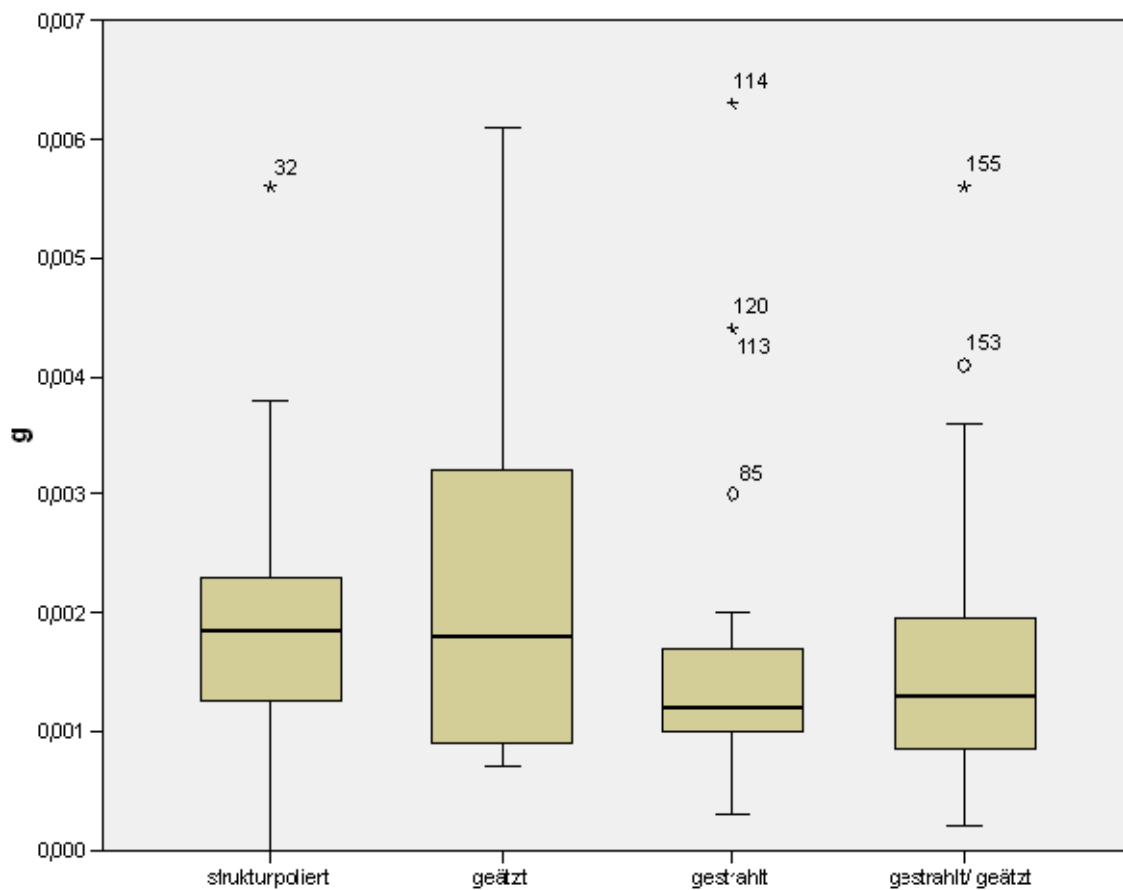


Abb. 14: Nassgewicht der Bakterien in g pro Oberfläche

5.2 Rauigkeit und Profil durch die einzelnen Reinigungsinstrumente

5.2.1 Rauigkeitskenngrößen und Profil vor der Bearbeitung

In Tabelle vier sind die durchschnittlichen Rauigkeitskenngrößen vor Bearbeitung angegeben und in den Abbildungen 15 bis 18 sind die Profile der verwendeten Implantatoberflächen gezeigt.

	R_A	R_{ZDIN}	R_{MAX}	L_R
Strukturpoliert	0,44	2,59	3,32	1,05
Nur geätzt	0,57	3,26	4,21	1,03
Nur gestrahlt	3,24	12,97	17,91	1,08
Gestrahlt-geätzt	2,61	10,81	15,98	1,09

Tab. 4: Durchschnittliche Rauigkeitskenngrößen der Implantatoberflächen vor Instrumentierung in μm

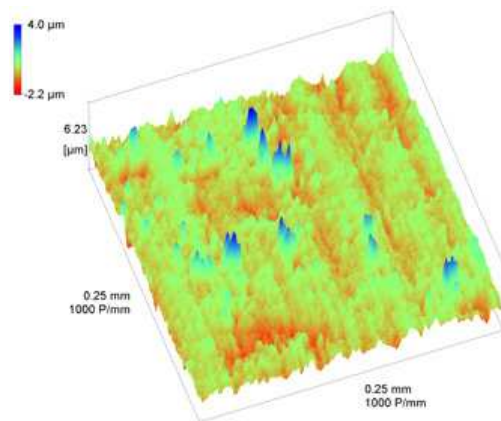


Abb. 15: strukturpolierte Oberfläche vor Bearbeitung

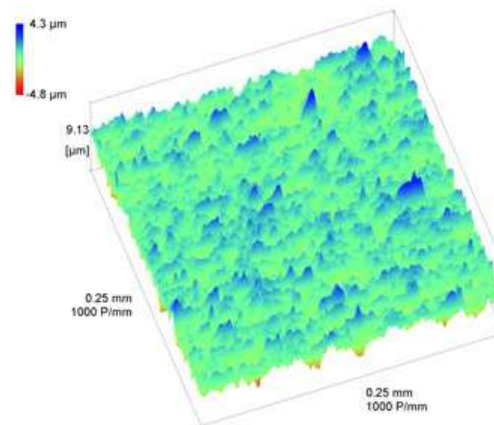


Abb. 16: geätzte Oberfläche vor Bearbeitung

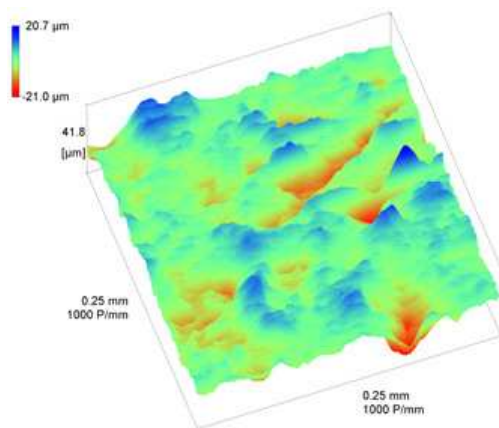


Abb. 17: gestrahlte Oberfläche vor Bearbeitung

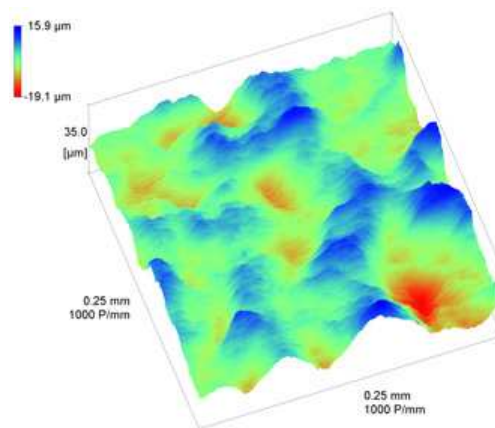


Abb. 18: gestrahlt-geätzte Oberfläche vor Bearbeitung

5.2.2 Kunststoff-Küretten

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit Kunststoff-Küretten gereinigten Oberflächen sind in Abb. 19 und Tab. 5 angegeben. Die Änderung der Oberflächenrauigkeit R_A mit der Kunststoff-Kürette war auf allen Oberflächen gering, während R_{ZDIN} und R_{MAX} sich auf der strukturierten Oberfläche am stärksten im Sinne eines Abtrags änderten und zu höheren Rauigkeiten führten. Auf gestrahlt-geätzten Oberflächen wurde für R_{ZDIN} eine Abtragung festgestellt. Insgesamt waren die Rauigkeits- und Welligkeitsänderungen durch die Reinigung mit der Kunststoff-Kürette gering.

Die Differenzen zwischen der Reinigung der verschiedenen Oberflächen waren für R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} nicht signifikant ($p > 0,05$). Nur für L_R unterschieden sich die Einflüsse der Bearbeitung auf strukturierten Oberflächen hochsignifikant ($p < 0,001$) gegenüber gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen sowie signifikant ($p < 0,01$) gegenüber geätzten Oberflächen.

Die absoluten Werte der Oberflächenveränderung durch die Kunststoff-Kürette sind als Mittelwert und Standardabweichung in der Tabelle 5 angegeben.

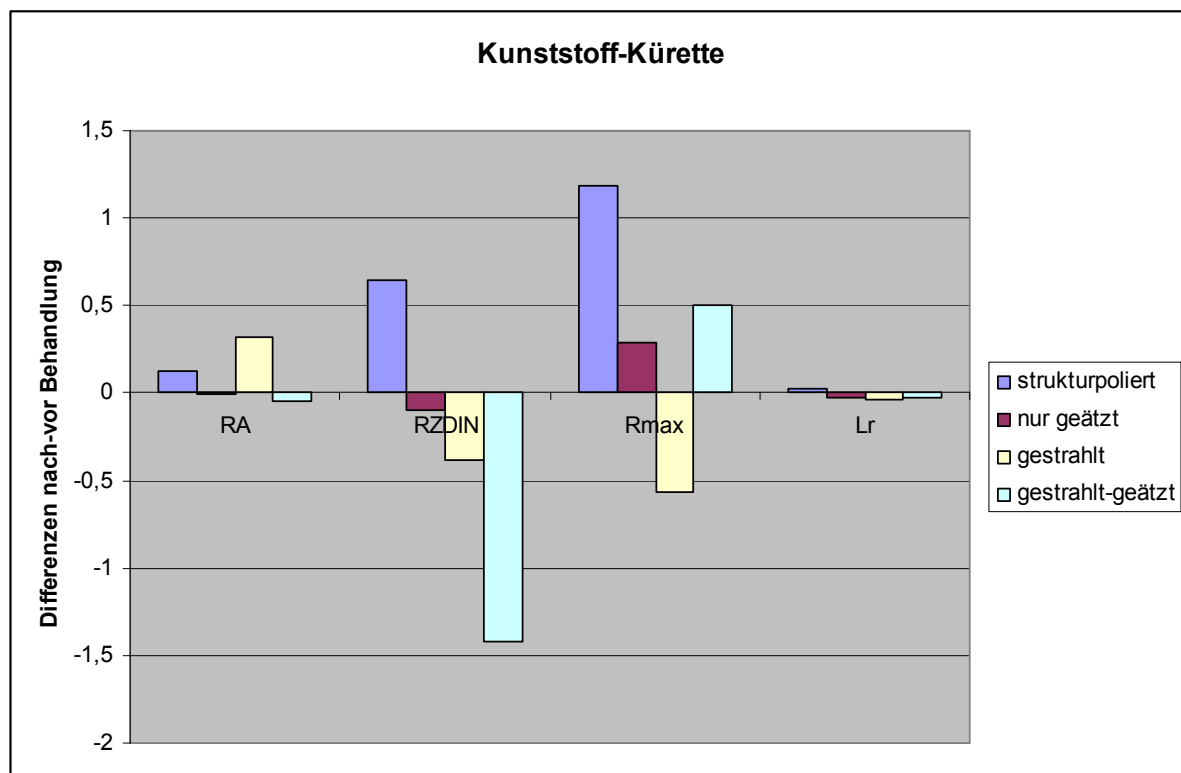


Abb.19: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit den Kunststoff-Küretten gegenüber vor der Behandlung in μm

Kunststoff-Kürette	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	0,13	0,10	0,65	0,59	1,18	1,32	0,02	0,01
Nur geätzt	-0,01	0,13	-0,10	0,98	0,29	0,98	-0,03	0,01
Nur gestrahlt	0,32	0,82	-0,38	2,63	-0,57	6,55	-0,04	0,02
Gestrahlt-geätzt	-0,05	0,44	-1,42	2,05	0,5	3,89	-0,03	0,01

Tab. 5: Änderungen der Oberflächenrauigkeiten durch die Kunststoff-Kürette in µm

Aufgrund der Oberflächenanalyse durch licht mikroskopische Betrachtung wurden Beschädigungen nach Reinigung der Oberfläche mit der Kunststoff-Kürette in Scores bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 1
- gestrahlt-geätzt 1

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 3

Küretten aus Kunststoff konnten alle vier Oberflächen nicht vollständig reinigen: Strukturpolierte und geätzte Oberflächen wiesen nach der Reinigung hohe Reinigungsscores auf, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen sehr hohe Reinigungs-Scores auf, also viel verbliebener Biofilm. Bei der Bearbeitung wurden die Titanoberflächen kaum beschädigt, außer für die strukturpolierte Oberfläche wurden die Beschädigungsscores sehr niedrig.

Die makroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der Kunststoff-Kürette ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abb. 20 bis 23 gezeigt. Auch nach Bearbeitung mit der Kunststoff-Kürette waren die Rückstände des Biofilms auf größeren Arealen aller Oberflächenstrukturen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch sichtbar angefärbt. Die scalende Arbeitsweise des Instruments ist auf den strukturpolierten und geätzten Oberflächen nachvollziehbar und hat makroskopisch zu längeren Kratzspuren auf der

strukturpolierten Oberfläche geführt. Mikroskopisch sind solche Kratzer kürzer und ungerichteter auf den strukturpolierten Oberflächen zu erkennen. Bei den nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen fallen mikroskopisch einzelne hellere Spuren in den Titanoberflächen auf, die vom Hinterhaken des Instruments rühren könnten. An diesen Stellen besteht kein Biofilm mehr.

Alle vier Implantatoberflächen sind im REM (Abb. 24-27) deutlich von bakteriellen Resten überlagert, so dass die typische Strukturierung bei den nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen nicht mehr zu erkennen sind. Die Kunststoff-Kürette war nicht in der Lage, die Implantatoberflächen effektiv zu reinigen. Strukturpolierte Oberflächen weisen Kratzer auf. Demzufolge kann die Kunststoff-Kürette, wenn Sie in der skalenden Arbeitsweise eingesetzt wird, auch Beschädigungen hervorrufen.

Die verbliebenen bakteriellen Verunreinigungen auf allen vier Implantatoberflächen beeinflussten die 3D-profilometrische Darstellung (Abb. 28–31) und deuteten eine vermeintliche Einebnung der Oberflächen mit manchen Artefakten an.

Zusammenfassung: Die Darstellung der strukturpolierten Oberfläche nach der Reinigung mit der Kunststoff-Kürette stellt Unebenheiten in der leichten Rillenstruktur dar. Die geätzte Oberfläche erscheint am besten gereinigt und dabei in ihrer Struktur unverändert. Dagegen sind die nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen so von Biofilm überlagert, dass ihre Strukturierung nicht mehr erkennbar ist, aber auch nicht typisch beschädigt worden sein kann.

Insgesamt wurden mit der Kunststoff-Kürette alle Oberflächen kaum bis nicht beschädigt oder in ihrer Struktur verändert. Allerdings war die Reinigungsleistung unbefriedigend.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit der Kunststoff-Kürette (Vergrößerungsfaktor 200fach):

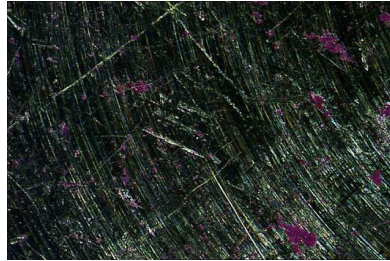


Abb. 20 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

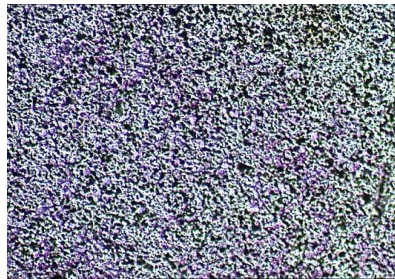


Abb. 21 a und b: Nur geätzte Oberfläche

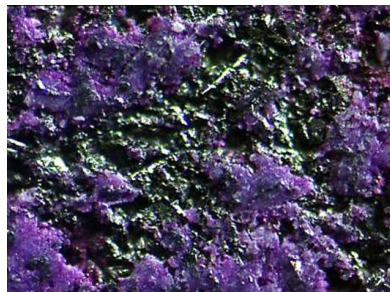


Abb. 22 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche



Abb. 23 a und b: Gestrahl-geätzte Oberfläche

REM- Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der Kunststoff-Kürette:

vorher:

nachher:

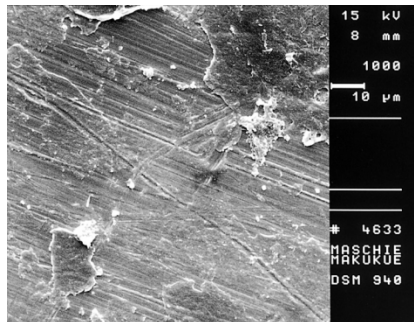
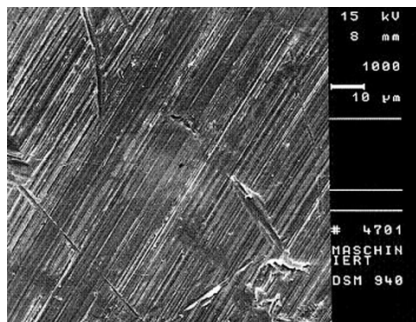


Abb. 24 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

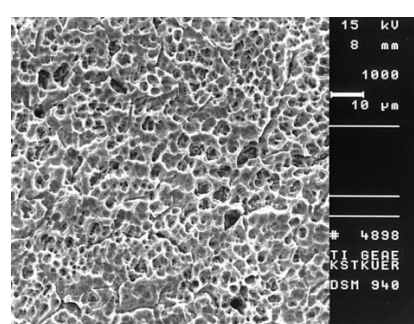
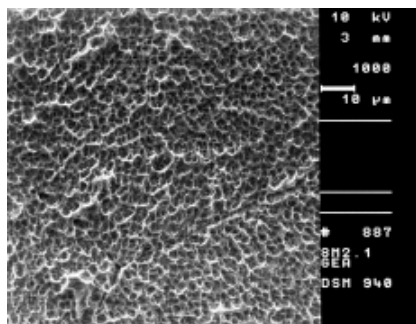


Abb. 25 a und b: Nur geätzte Oberfläche

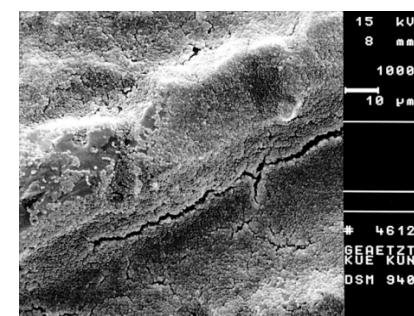
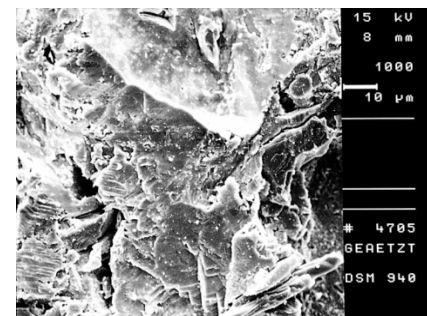


Abb. 26 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

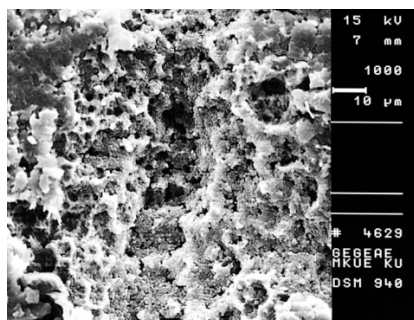
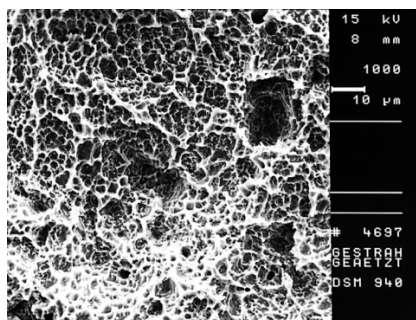


Abb. 27 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

3D-Profilometrie der Implantat-Oberfläche nach Reinigung mit der Kunststoff-Kürette:

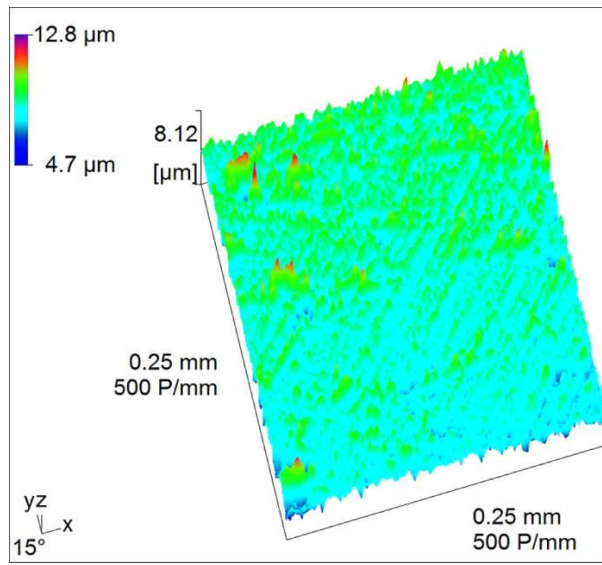


Abb. 28: Strukturpolierte Oberfläche

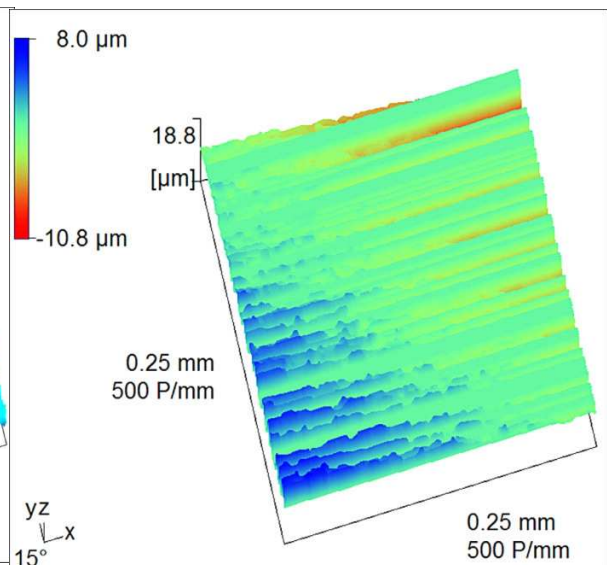


Abb. 29: Nur geätzte Oberfläche

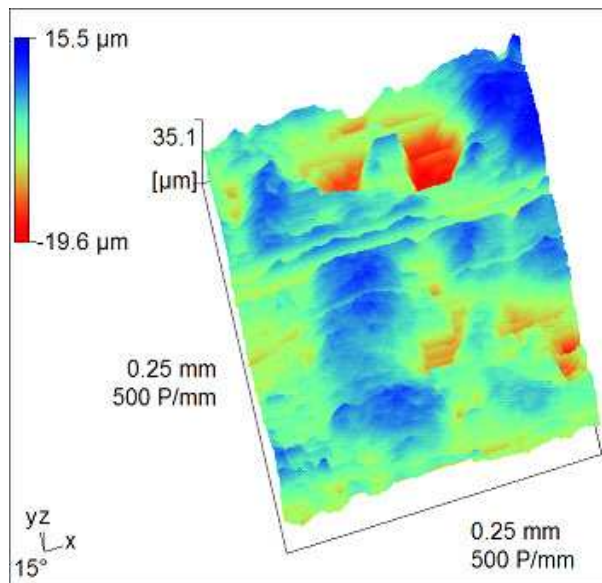


Abb. 30: Nur gestrahlte Oberfläche

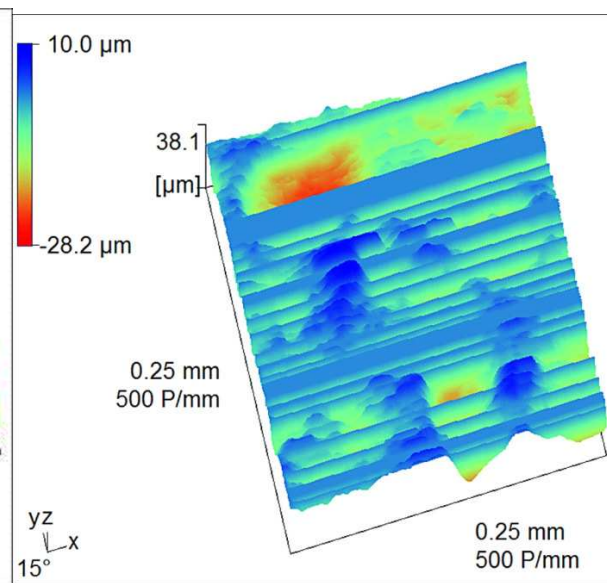


Abb. 31: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.3 Manuelle Karbon-Küretten

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit Karbon-Küretten gereinigten Oberflächen sind in Abb. 32 und Tab. 6 angegeben. Die Änderung der Oberflächenrauigkeiten R_A und R_{ZDIN} sowie die Welligkeit waren für alle Implantatoberflächenstrukturen minimal. Nur auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche wurde R_{MAX} mit der Karbon- Kürette deutlich erhöht. Bei R_{ZDIN} wurde die gestrahlte Oberfläche in ihrer Rauigkeit reduziert. Die Unterschiede zwischen den Bearbeitungseffekten auf den verschiedenen Oberflächenstrukturen waren für R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} nicht signifikant ($p > 0,05$). Allerdings differierten bei der Welligkeit L_R die Ergebnisse der strukturierten Oberfläche signifikant ($p < 0,01$) von denen der geätzten und gestrahlt-geätzten Oberflächen sowie hochsignifikant ($p < 0,001$) von denen der gestrahlten Oberfläche. Die absoluten Werte der Oberflächenveränderung durch die Karbon-Kürette sind als Mittelwert und Standardabweichung in Tabelle 6 angegeben.

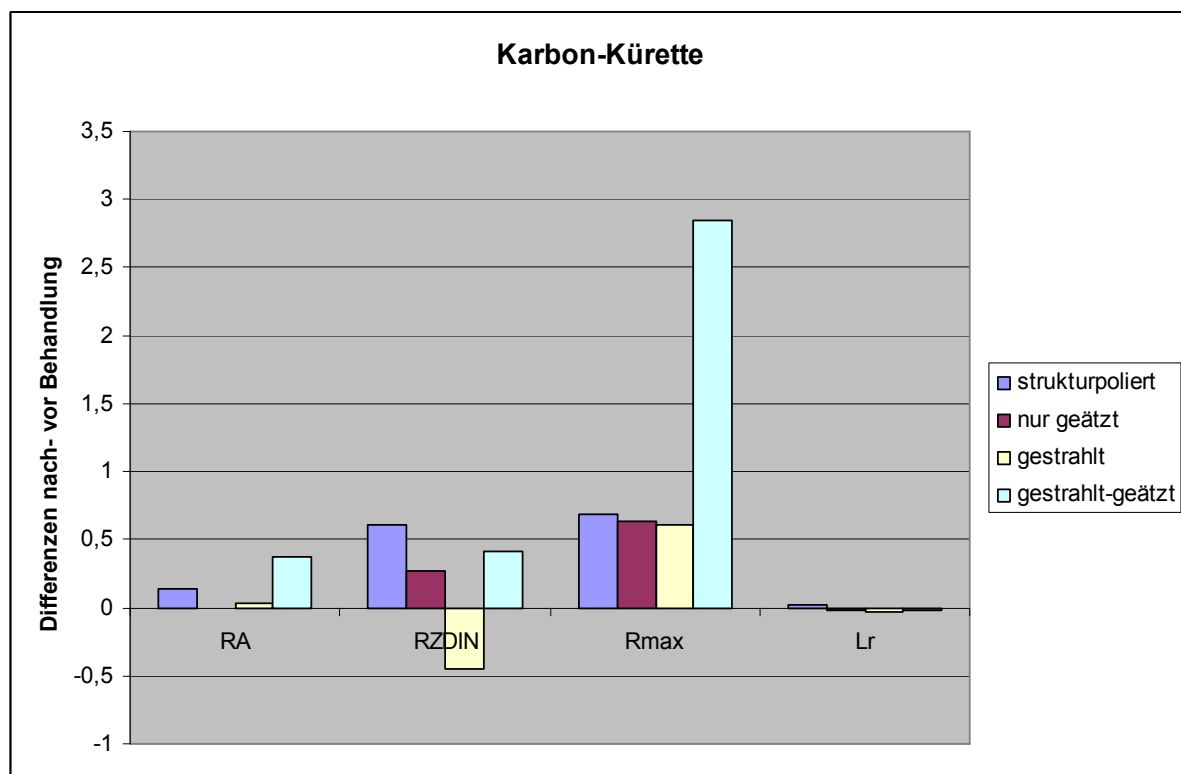


Abb. 32: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit den Karbon-Küretten gegenüber vor der Behandlung in μm

Kunststoff-Kürette	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	0,14	0,15	0,61	0,81	0,69	1,17	0,02	0,02
Nur geätzt	-0,01	0,21	0,27	1,28	0,63	1,88	-0,02	0,01
Nur gestrahlt	0,03	0,71	-0,45	2,14	0,61	5,07	-0,03	0,02
Gestrahlt-geätzt	0,38	0,73	0,41	2,65	2,84	3,37	-0,02	0,01

Abb. 6: Änderungen der Oberflächenrauigkeiten durch die Karbon-Kürette in µm

Die lichtmikroskopische Betrachtung der mit der Karbon-Kürette bearbeiteten Implantatoberflächen ergab folgende Bewertung der Beschädigung und Reinigung in Scores:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 1
- gestrahlt-geätzt 2

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 3
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 3

Küretten aus Karbon konnten alle vier Oberflächen nicht vollends reinigen: Geätzte Oberflächen wiesen nach der Reinigung einen hohen Reinigungs-Score auf. Strukturpolierte, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen wurden nach der Reinigung mit vielen Restbakterien bedeckt. Gleichzeitig wurden die Titanoberflächen wie folgt verändert: Strukturpolierte Oberfläche und gestrahlte Oberfläche wiesen einigen minimalen Beschädigungs-Score auf. Die geätzten und gestrahlt-geätzten Oberflächen wiesen einen mittleren Beschädigungs-Score auf, d.h. sie wurden mäßig verändert.

Die makroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der Karbon-Kürette ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 33 bis 36 gezeigt.

Beachtungswert war, dass die Karbon-Kürette auf keiner der vier Implantatoberflächen eine vollständige Reinigung erzielen konnte. Rückstände des

Biofilms waren auf größeren Arealen aller Oberflächenstrukturen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch sichtbar angefärbt.

Die scalende Arbeitsweise des Instruments ist auf den strukturierten und geätzten Oberflächen nachvollziehbar und hat makroskopisch zu längeren Kratzspuren geführt.

Mikroskopisch sind solche Kratzer nur kürzer und ungerichteter auf den strukturierten Oberflächen zu erkennen.

Bei den nur gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen fallen mikroskopisch einzelne hellere Spuren in den Titanoberflächen auf, die vom Hinterhaken des Instruments rühren könnten. An diesen Stellen besteht kein Biofilm mehr.

Alle Implantatoberflächen, außer der geätzten Oberfläche sind im REM (Abb. 37–40) von bakteriellen Resten überlagert, wobei die typische Strukturierung bei den nur gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen nicht mehr zu erkennen ist. Deutlich wird, dass die Karbon-Kürette nicht in der Lage war, die Implantatoberflächen effektiv zu reinigen. Auf der strukturierten Oberfläche fällt ein Kratzer auf. Auf der geätzten Oberfläche erscheinen die Spitzen abgetragen. Demzufolge kann die Karbon-Kürette, wenn sie in der vorgesehenen scalenden Arbeitsweise eingesetzt wird, auch Beschädigungen hervorrufen. Die Oberflächenrauigkeiten der rauen Oberflächen verhinderten ein scalendes Handling. Unter dem verbliebenen Biofilm bleibt auch die Oberflächenstruktur unbeschädigt.

Die verbliebenen Verunreinigungen auf den gestrahlten und gestrahl-geätzten Implantatoberflächen störten die 3D-profilometrische Darstellung (Abb. 41–44) und deuteten eine vermeintliche Einebnung der Oberfläche mit weniger Zerklüftungen an. Bearbeitungsspuren sind auf der strukturierten Oberfläche nachgewiesen, wo einzelne lange Kratzer sich aus dem relativ gleichmäßigen Oberflächenbild abheben. Die linienartige Struktur erscheint vergrößert und unregelmäßig. Die nur geätzte Oberfläche ist von einzelnen tieferen Stellen markiert. Die typische zipfelige Struktur wird aufgelöst und erscheint eher flacher. Die nur gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächenstrukturen waren nicht deutlich auswertbar.

Insgesamt waren die Veränderungen aller Oberflächen mit der Karbon-Kürette gering, aber sie konnte eine Anrauhung bewirken. Ihre Reinigungsleistung war unbefriedigend.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit der Karbon-Kürette (Vergrößerungsfaktor 200fach):

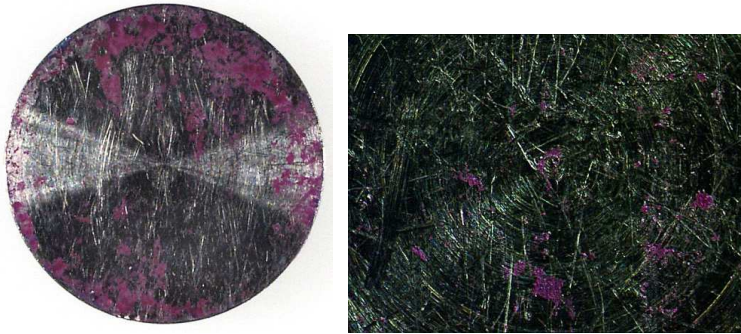


Abb. 33 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

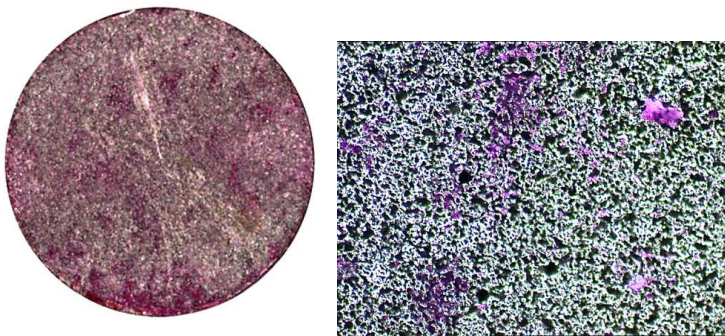


Abb. 34 a und b: Nur geätzte Oberfläche

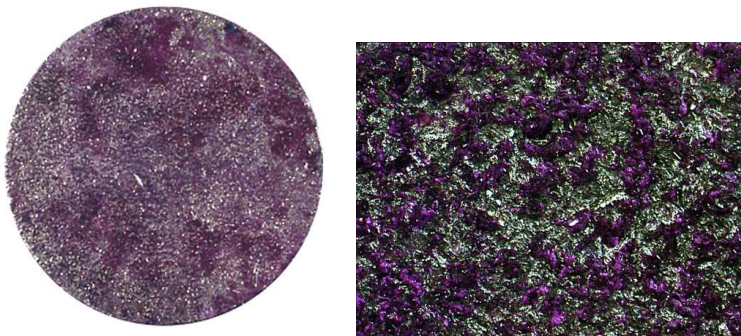


Abb. 35 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

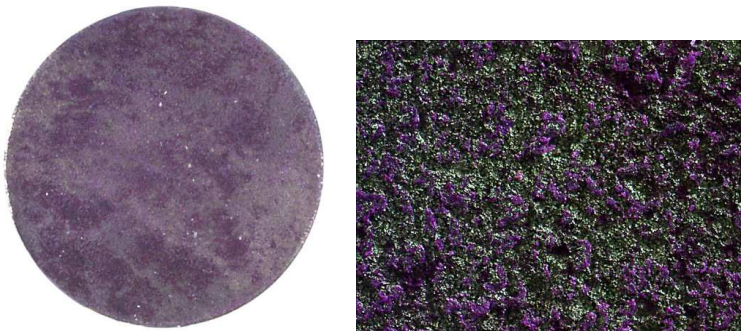


Abb. 36 a und b: Gestrahl-geätzte Oberfläche

REM- Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der Karbon-Kürette:

vorher:

nachher:

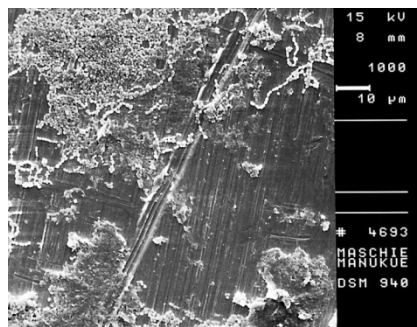
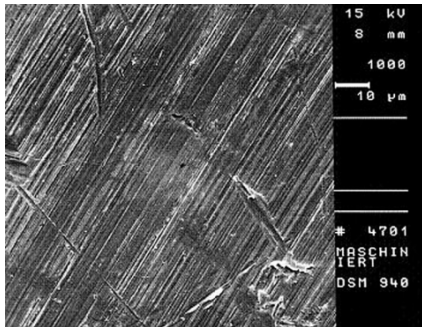


Abb. 37 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

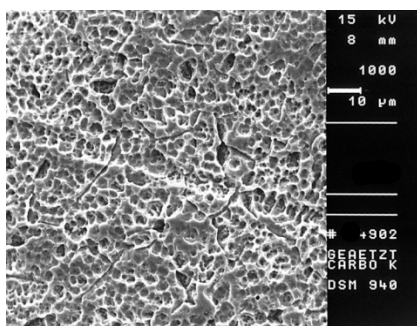
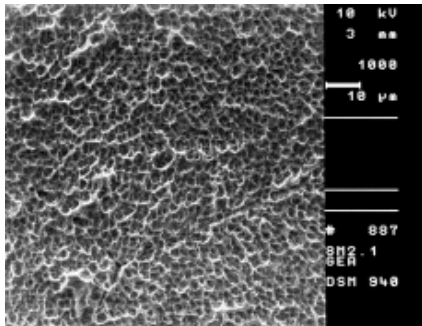


Abb. 38 a und b: Nur geätzte Oberfläche

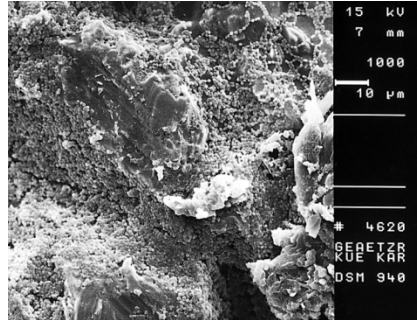
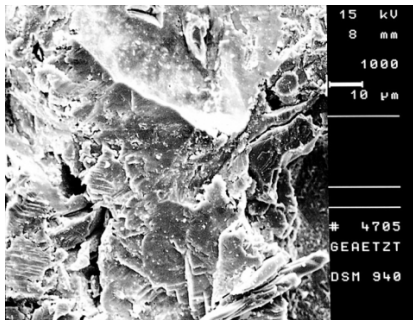


Abb. 39 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

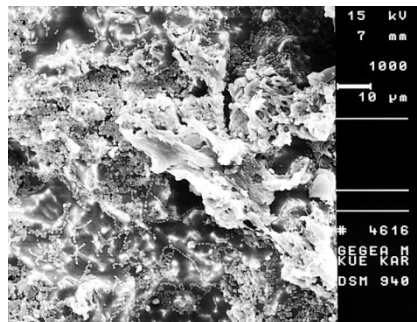
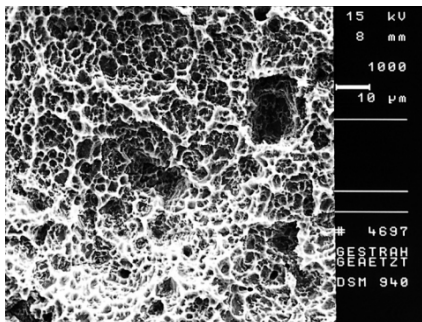


Abb. 40 a und b: Gestrahl-geätzte Oberfläche

3D-Profilometrie der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit der Karbon-Kürette:

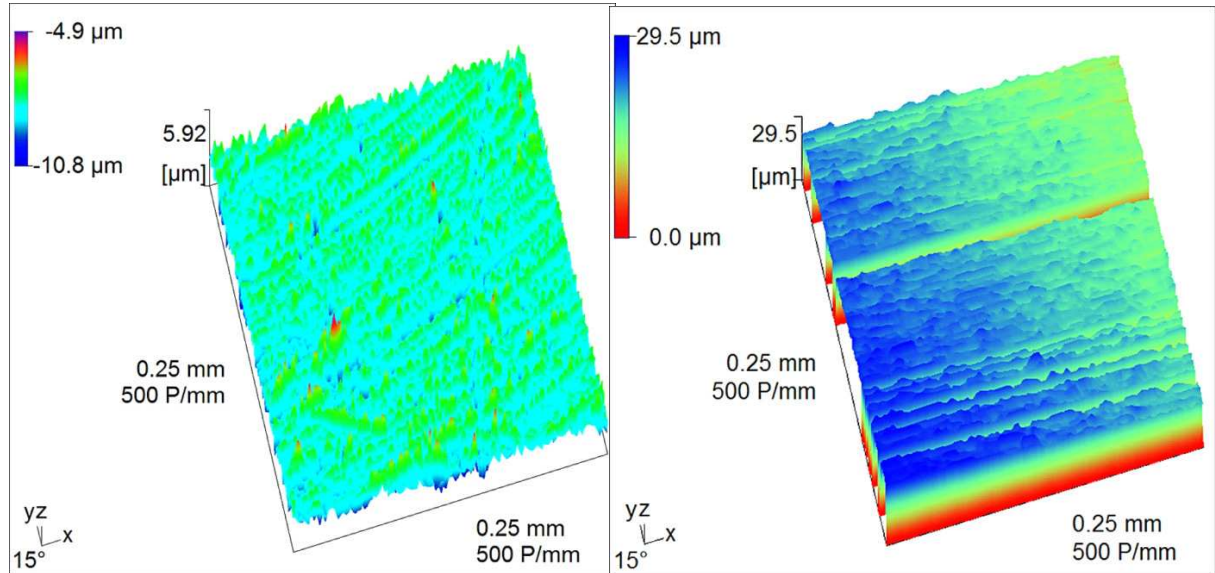


Abb. 41: Strukturpolierte Oberfläche

Abb. 42: Nur geätzte Oberfläche

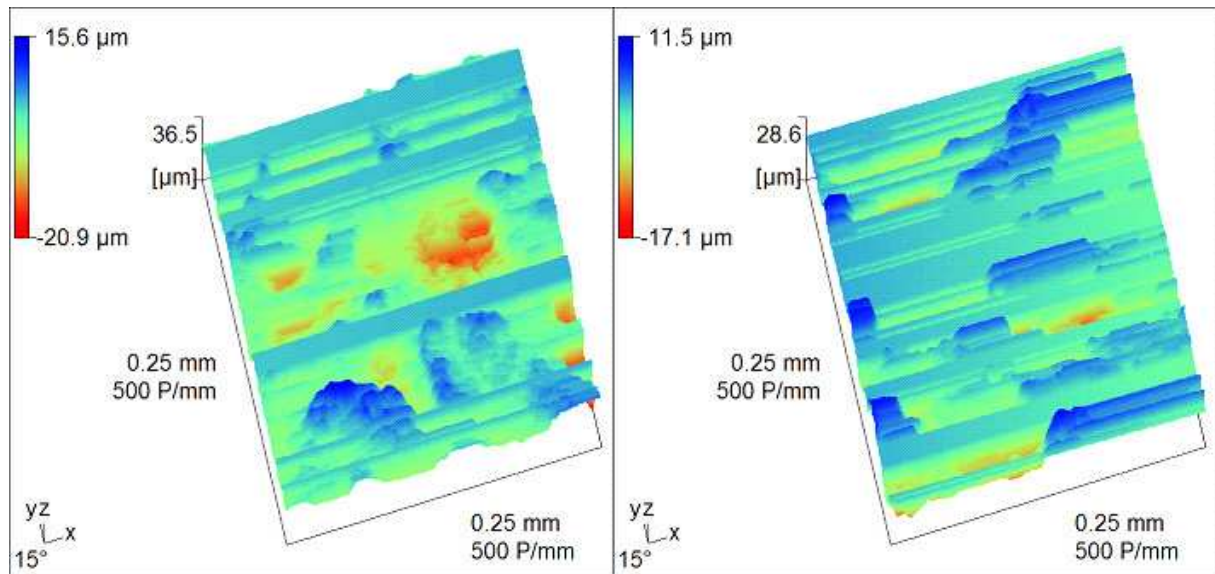


Abb. 43: Nur gestrahlte Oberfläche

Abb. 44: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.4 Gummipolierer

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit Gummipolierer und Polierpaste gereinigten Oberflächen sind in Abb. 45 und Tab. 7 angegeben. Die Änderung der Oberflächenrauigkeiten bestanden bei allen Rauigkeitskenngrößen in einer Anrauung, die für die gestrahl-geätzte Oberfläche am höchsten war. Auffällig war die starke Erhöhung von R_{MAX} bei gestrahlter und gestrahl-geätzter Oberfläche mit dem Gummipolierer.

Die Unterschiede zwischen den Bearbeitungseffekten auf den verschiedenen Oberflächen waren für R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} nicht signifikant ($p > 0,05$). Nur die Welligkeit L_R zeigte hochsignifikante Differenzen zwischen strukturiertpolierter und gestrahlter Oberfläche ($p < 0,01$), sowie signifikante Differenzen zwischen strukturiertpolierter und gestrahl-geätzter Oberfläche ($p < 0,01$).

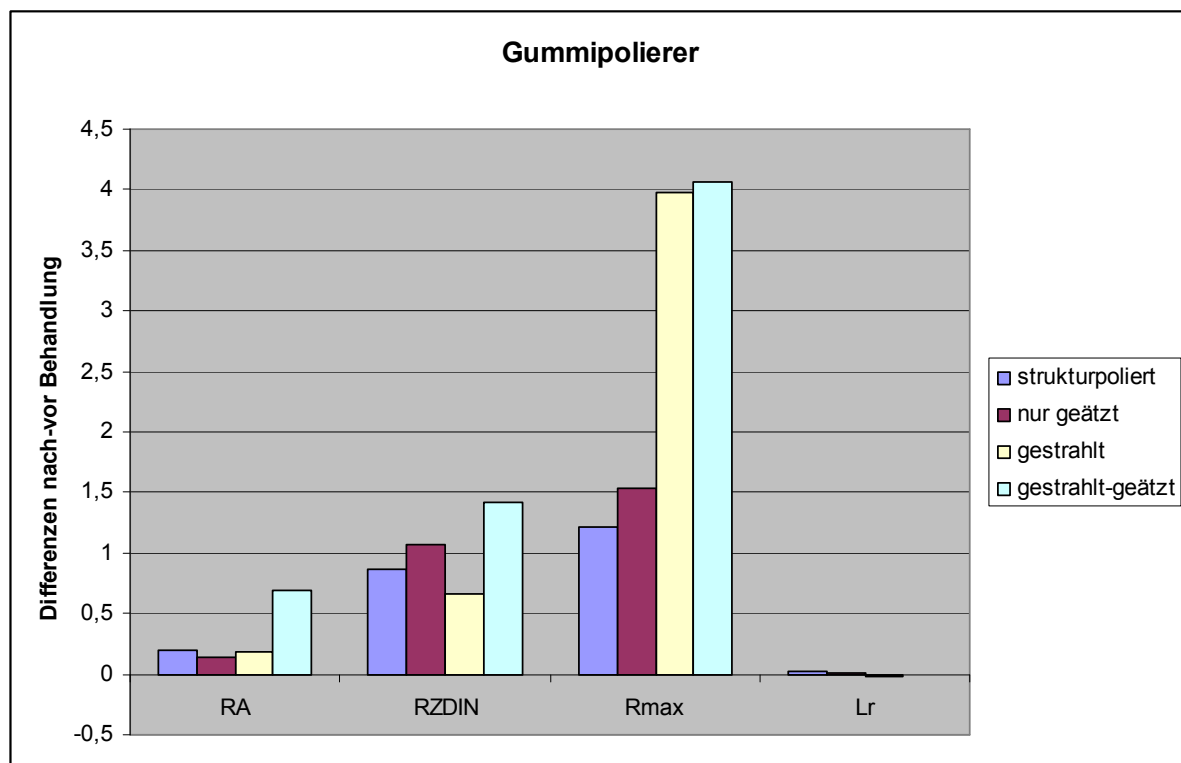


Abb. 45: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit dem Gummipolierer gegenüber vor der Behandlung in μm

Gummi- polierer	R _A Mittelwert	R _A Standardabw.	R _{ZDIN} Mittelwert	R _{ZDIN} Standardabw.	R _{MAX} Mittelwert	R _{MAX} Standardabw.	L _R Mittelwert	L _R Standardabw.
Strukturpoliert	0,2	0,19	0,86	0,81	0,94	1,22	0,03	0,02
Nur geätzt	0,14	0,2	1,07	1,28	1,51	1,54	0,01	0,02
Nur gestrahlt	0,18	0,46	0,67	2,14	2,23	3,98	-0,02	0,02
Gestrahlt- geätzt	0,69	0,69	0,41	1,42	2,6	4,07	-0,01	0,02

Aab. 7: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch den Gummipolierer in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit dem Gummipolierer gereinigten Implantatoberflächen ergab sich folgende Bewertung der Beschädigung und Reinigung in Scores:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 1
- gestrahlt-geätzt 1

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 3

Der Gummipolierer konnte alle vier Oberflächen nicht vollständig reinigen: Strukturpolierte sowie geätzte Oberflächen wiesen nach der Reinigung einen hohen, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen einen sehr hohen Reinigungs-Score auf, d.h. viele verbliebenen bakteriellen Rückstände. Gleichzeitig traten bei der Bearbeitung für die gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen kaum sichtbare Beschädigungen auf, während die strukturpolierte Oberfläche und geätzte Oberfläche einen höheren Beschädigungs-Score zeigten.

Die makroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem Gummipolierer ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 46 – 49 gezeigt.

Im Vergleich zu den manuellen Instrumenten konnte der Gummipolierer alle vier Oberflächen deutlich besser, wenn auch nicht vollständig reinigen. Makroskopisch sind Rückstände des Biofilms nur auf der strukturpolierten Oberfläche zu sehen. Mikroskopisch sind Spuren bakteriellen abgefärbten Biofilms auf allen Titanoberflächen zu finden.

Die rotierende Arbeitsweise des Instruments ist auf den strukturpolierten und geätzten Oberflächen nachvollziehbar. Bei den nur gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen fallen visuell keine Spuren auf. Mikroskopisch sind die abgefärbten Bakterien in Lakunen der Oberfläche verblieben.

Die REM-Aufnahmen belegten außer der unvollständigen Reinigung, dass abradierte Partikel des Poliergummis auf den Oberflächen haften geblieben sind (Abb. 50–53).

Weniger Restbiofilm als mit den manuellen Küretten ist zu erkennen. Gleichzeitig ist die typische Strukturierung bei den strukturpolierten und nur geätzten Oberflächen leicht verändert, indem die Oberflächenspitzen eingeebnet wurden. Gestrahlte und gestrahl-geätzte Oberflächen wurden weniger beschädigt, aber auch schlechter gereinigt.

Deutlich wird, dass die Gummipolierer nicht in der Lage waren, die Implantatoberflächen effektiv zu reinigen, ohne Gummirückstände zu hinterlassen und in Abhängigkeit von der Abrasivität des Gummis zu beschädigen.

Die Reinigungsspuren auf den gestrahlten und gestrahl-geätzten Implantatoberflächen störten die 3D-profilometrischen Darstellungen (Abb. 54-57). Die typische Rillenstruktur der strukturpolierten Oberfläche ist bei der profilometrischen Darstellung aufgelöst und stattdessen sind ungeordnete niedrige Peaks abgebildet. Bei der nur geätzten Oberfläche wurden die Peaks eingeebnet und vergrößert. Gestrahlte und gestrahl-geätzte Oberflächen konnten schlecht bewertet werden. Zu erkennen sind hier wenige abgerundete Erhebungen und nicht strukturell differenzierte Einsenkungen.

Insgesamt konnte der Gummipolierer in Abhängigkeit von seiner Abrasivität gerade auf rauen Oberflächen eine Aufrauung bewirken. Beschädigungen sind besonders in Form von Strukturänderungen auf der strukturpolierten Oberfläche zu beobachten. Augenfällig sind viele verbliebene Gummipartikel auf allen Oberflächen. Reste der Polierpaste waren nicht sichtbar. Die Reinigungswirkung war unbefriedigend.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit dem Gummipolierer (Vergrößerungsfaktor 200fach):

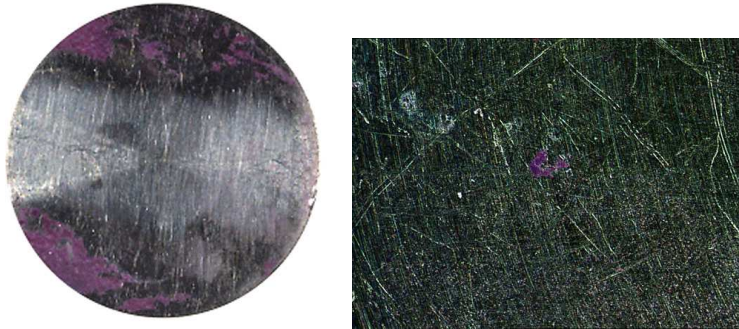


Abb. 46 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

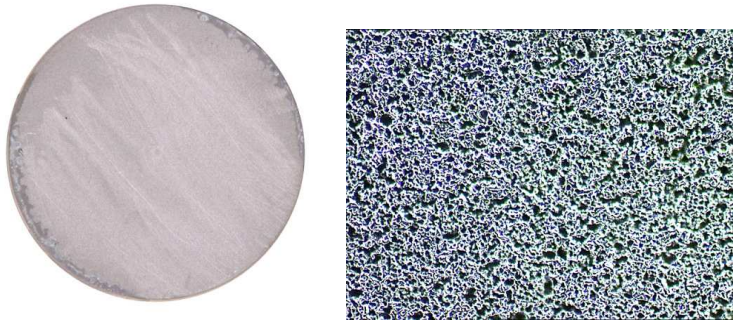


Abb. 47 a und b: Nur geätzte Oberfläche

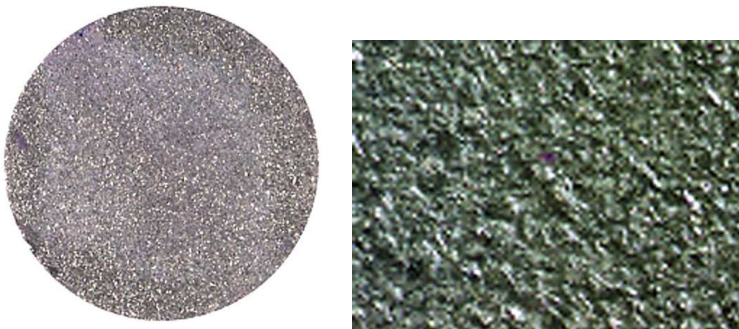


Abb. 48 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche



Abb. 49 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem Gummipolierer:

vorher:

nachher:

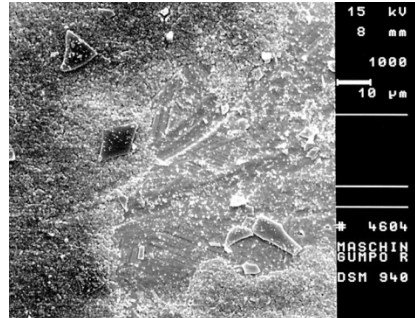
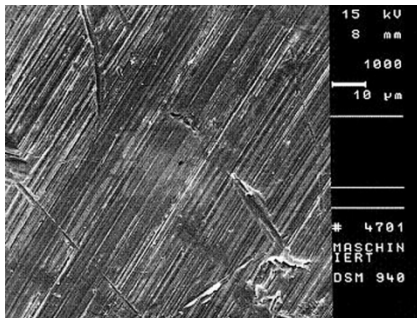


Abb. 50 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

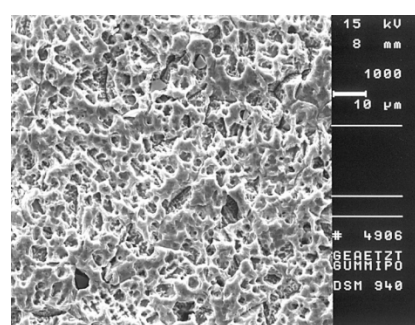
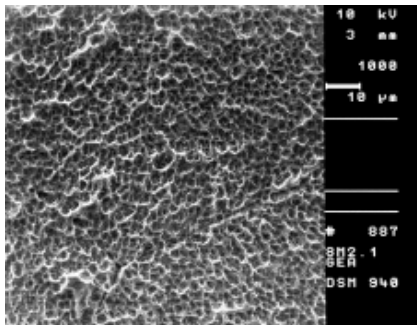


Abb. 51 a und b: Nur geätzte Oberfläche

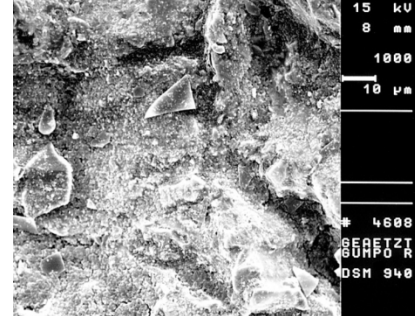
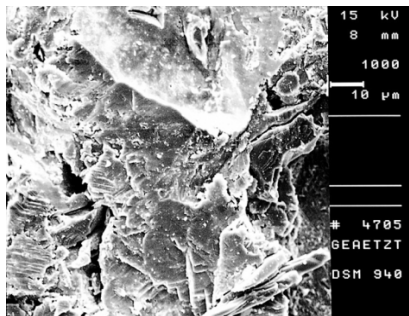


Abb. 52 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

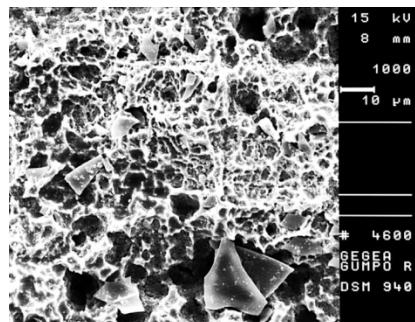
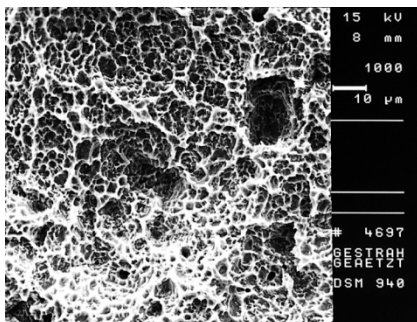


Abb. 53 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

3-D Profilometrie der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit dem Gummipolierer:

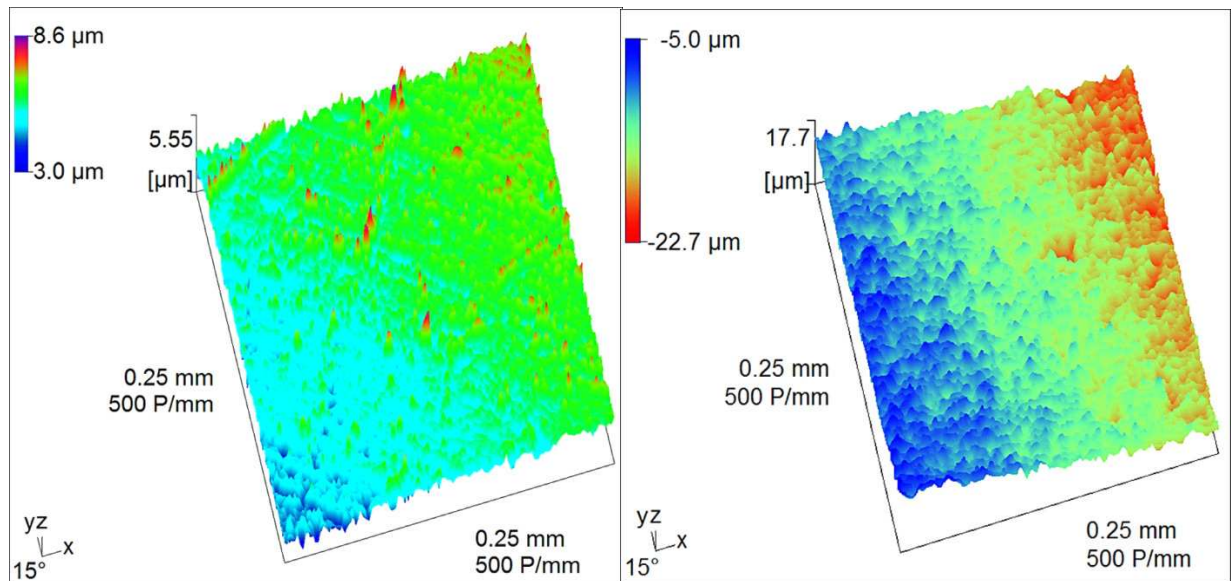


Abb. 54: Strukturpolierte Oberfläche

Abb. 55: Nur geätzte Oberfläche

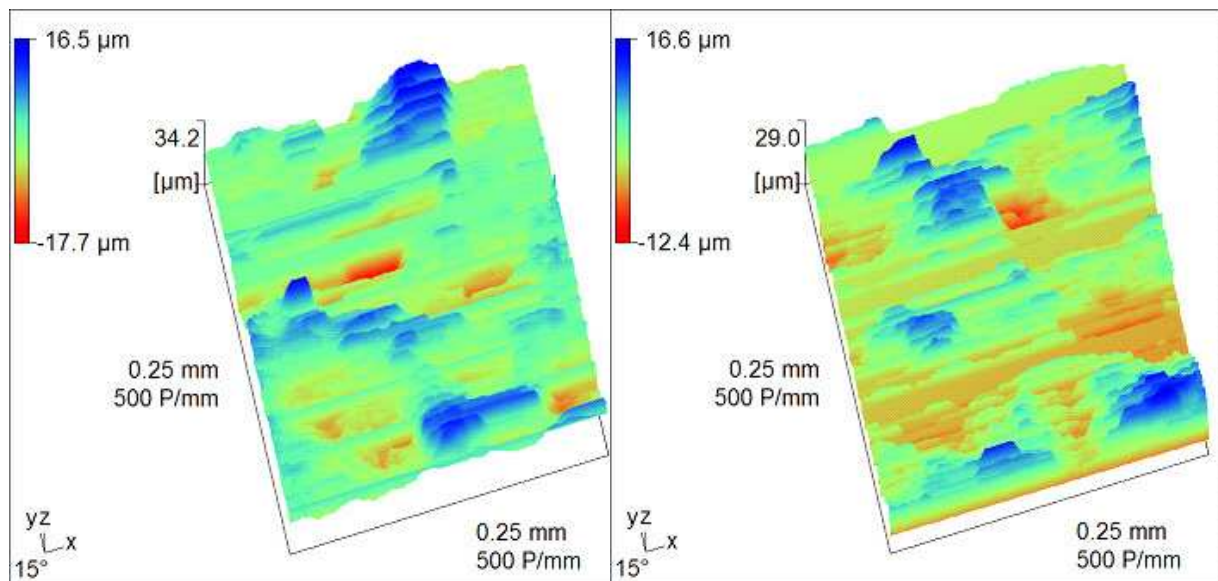


Abb. 56: Nur gestrahlte Oberfläche

Abb. 57: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.5 Schall-getriebene Prophylaxebürste

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung mit schwingenden Prophylaxebürsten auf den Oberflächen sind in Abb. 45 und Tab. 8 angegeben. Die Rauigkeitskenngröße R_A veränderte sich nur minimal, ebenso die Welligkeit. Auffällig war eine verstärkte Strukturierung durch die Prophylaxebürste auf gestrahlten Oberflächen bei R_{ZDIN} und R_{MAX} , sowie ein deutlicher Abtrag bei den gleichen Kenngrößen auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche.

Die Effekte der Bearbeitung differierten zwischen den gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen niedrig signifikant ($p < 0,05$) für R_A , R_{MAX} und L_R sowie hochsignifikant ($p < 0,001$) für R_{ZDIN} . Außerdem unterschieden sich für R_{ZDIN} und L_R die Gruppen strukturiert und gestrahlt-geätzt signifikant ($p < 0,01$ für R_{ZDIN}) bzw. hochsignifikant ($p < 0,001$ für L_R). Die übrigen Gruppen zeigten keine signifikanten Differenzen bezüglich der Rauigkeitskenngrößen.

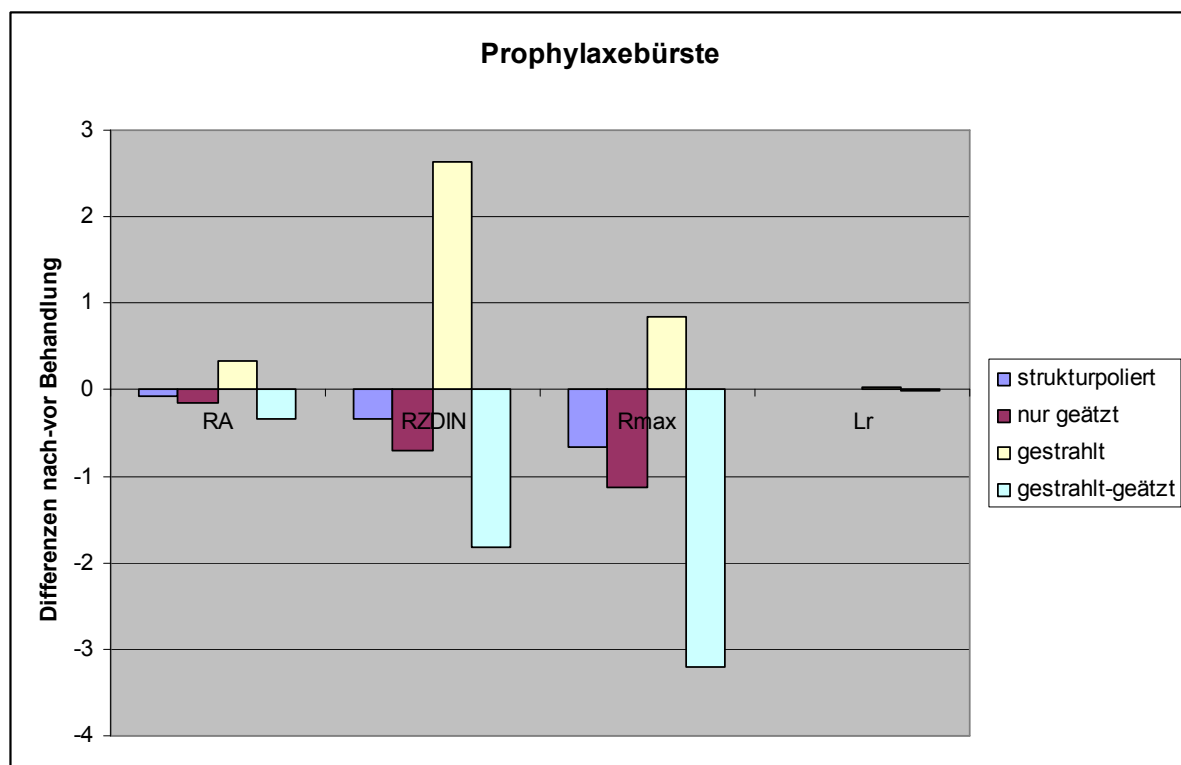


Abb. 58: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit der Prophylaxebürste gegenüber vor der Behandlung in μm

Prophylaxebürste	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	-0,08	0,18	-0,33	0,75	-0,67	1,36	0	0,01
Nur geätzt	-0,16	0,02	-0,71	0,77	-1,14	0,91	0,01	0,01
Nur gestrahlt	0,33	0,49	2,63	1,91	0,84	3,86	0,03	0,01
Gestrahlt-geätzt	-0,34	0,66	-1,82	2,51	-3,21	3,63	-0,01	0,03

Tab. 8: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch die Prophylaxebürste in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit der Prophylaxebürste gereinigten Implantatoberflächen wurde Beschädigung und Reinigung folgendermaßen bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 1
- gestrahlt-geätzt 1

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 3

Die Prophylaxebürsten konnten die Oberflächen unterschiedlich gut reinigen: Auf der strukturpolierten Oberfläche wurde ein minimaler Reinigungs-Score, also eine sehr gute Reinigung, auf der geätzten Oberfläche ein mittlerer und auf der gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen ein hoher Reinigungs-Score mit vielen verbliebenen Verunreinigungen festgestellt. Bei der Bearbeitung wurden die Titanoberflächen wenig verändert: Die geätzten, gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen wiesen einen minimalen und die strukturpolierte Oberfläche einen mäßigen Beschädigungs-Score auf.

Die makroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der SonicFlex Prophylaxebürste ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abb. 59 bis 62 gezeigt.

Im Vergleich zu den manuellen sowie rotierenden Instrumenten konnte die schallgetriebene SonicFlex Prophylaxebürste alle vier Oberflächen qualitativ besser reinigen. Mikroskopisch sind einzelne Bakterien nur auf den geätzten und gestrahlten Oberflächen zu sehen. Die Arbeitsweise des Instruments ist auf den strukturpolierten

Oberflächen nachvollziehbar und hat makroskopisch zu längeren Kratzspuren geführt.

Mikroskopisch sind solche Kratzer nur kürzer und ungerichteter auf den strukturpolierten Oberflächen zu erkennen.

Bei den übrigen Oberflächen fallen keine Beschädigungen auf, allerdings sind in höherer mikroskopischer Vergrößerung verbliebene Bakterien erkennbar.

Die REM-Aufnahmen (Abb. 63 – 66) stellen für strukturpolierte und geätzte Oberflächen eine gute Reinigung vom Biofilm mit der Prophylaxebürste dar. Die strukturpolierten Oberflächen konnten leicht zerkratzt werden. Die geätzten Oberflächen blieben unverändert. Dagegen sind die gestrahl-geätzten Oberflächen von einer Schicht Biofilm überzogen, so dass ihre typische Strukturierung nicht erkennbar ist, aber auch nicht beschädigt wurde.

Die Reinigungseffekte auf gestrahlten und gestrahl-geätzten Implantatoberflächen störten die 3D-profilometrische Darstellung und deuteten eine vermeintliche Einebnung der Oberfläche mit weniger Zerklüftungen an. Die rillen ähnliche Struktur der strukturpolierten Oberfläche ist aufgelöst und imponiert als sehr feine wellige Struktur. Die geätzte Oberfläche erscheint unverändert. Die gestrahlte Oberfläche ist nur in einem Teilbereich beurteilbar und erscheint mit typischen Einsenkungen, aber abgeflachten Höhen. Die gestrahl-geätzte Oberfläche erscheint vergrößert hinsichtlich maximaler Gipfel und Einsenkungen, ist aber nicht im Detail beurteilbar.

Insgesamt führte die schwingende Prophylaxebürste ohne Polierpaste kaum zu Beschädigungen oder Veränderungen der Oberflächenstruktur. Nur auf der strukturpolierten Oberfläche entstanden einzelne Kratzer und eine Modifikation der rillenförmigen zu einer welligen Struktur. Die Reinigungsfähigkeit war auf strukturpolierten und geätzten Oberflächen sehr gut, aber auf gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen unbefriedigend. Die Rauigkeit R_{ZDIN} und R_{MAX} verhielt sich für die gestrahlte Oberfläche in Form einer Anrauhung für gestrahl- geätzte Oberfläche in Form einer Glättung gegensätzlich.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit der Prophylaxebürste (Vergrößerungsfaktor 200fach):

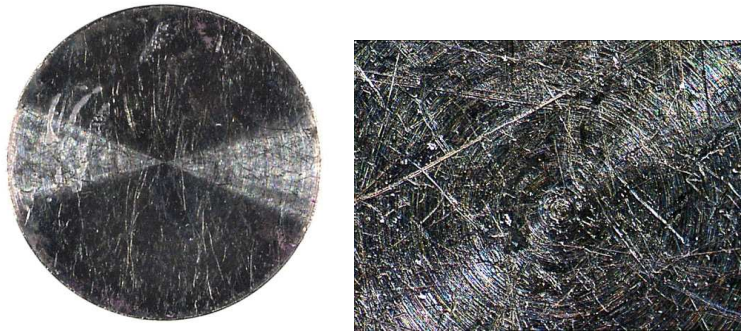


Abb. 59 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

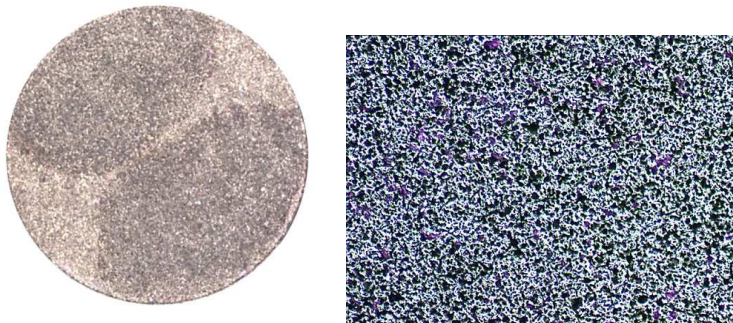


Abb. 60 a und b: Nur geätzte Oberfläche

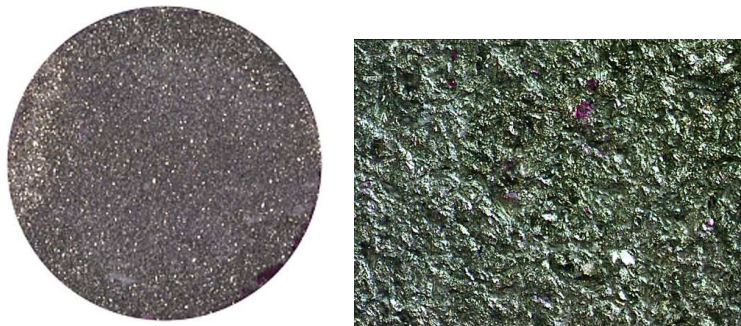


Abb. 61 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

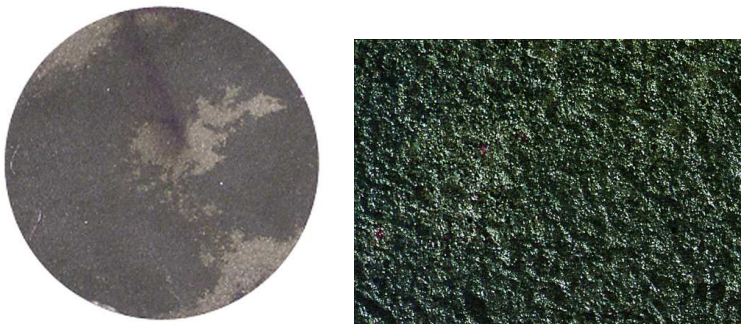
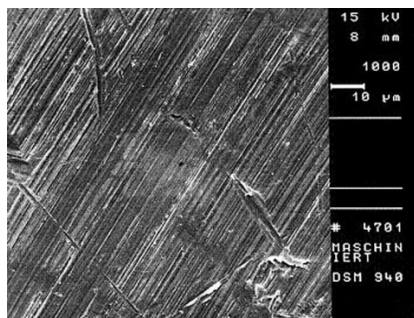


Abb. 62 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der SonicFlex

Prophylaxebürste:

vorher:



nachher:

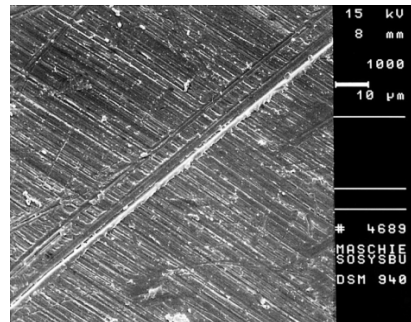


Abb. 63 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

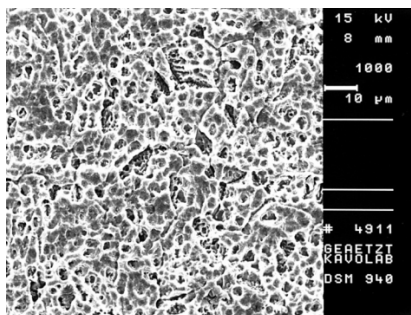
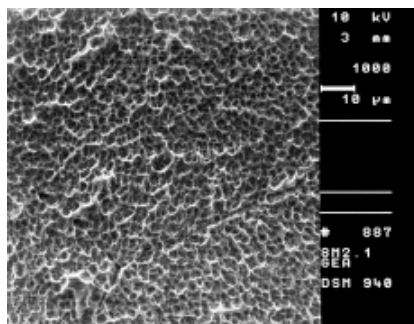


Abb. 64 a und b: Nur geätzte Oberfläche

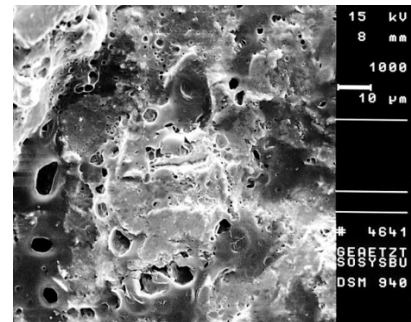
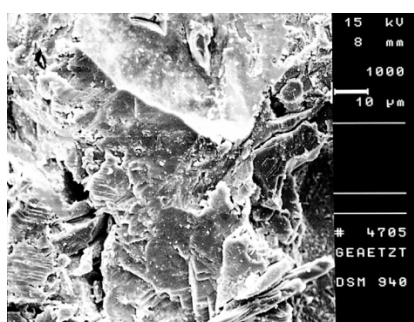


Abb. 65 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

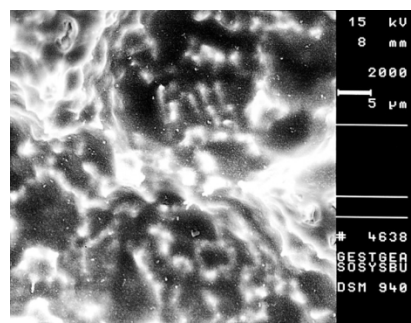
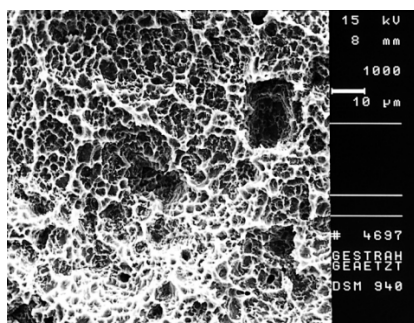
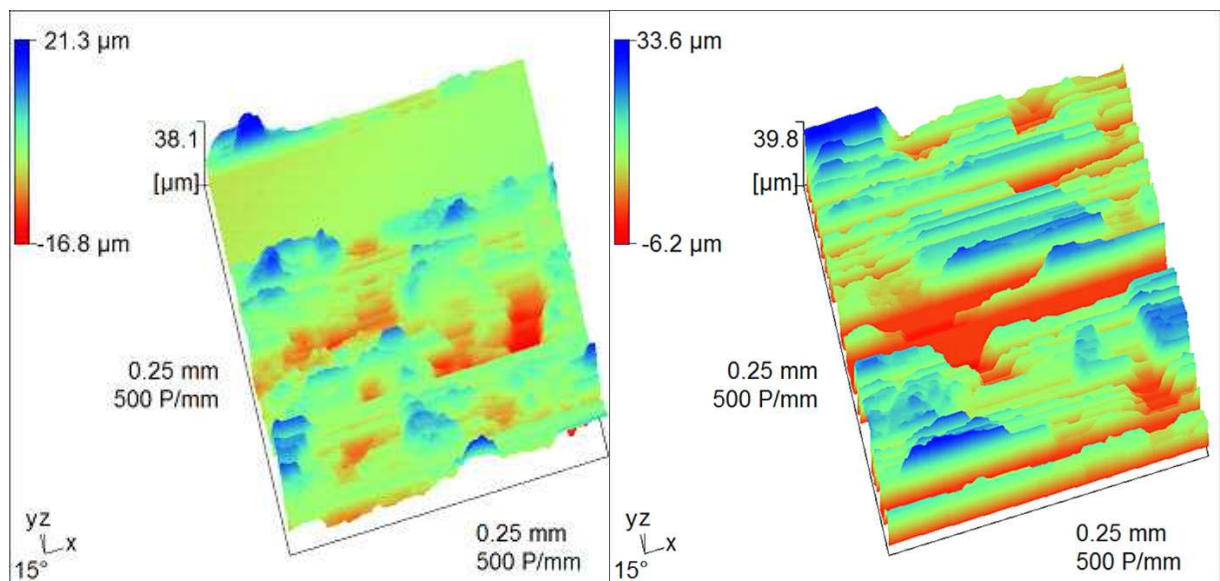
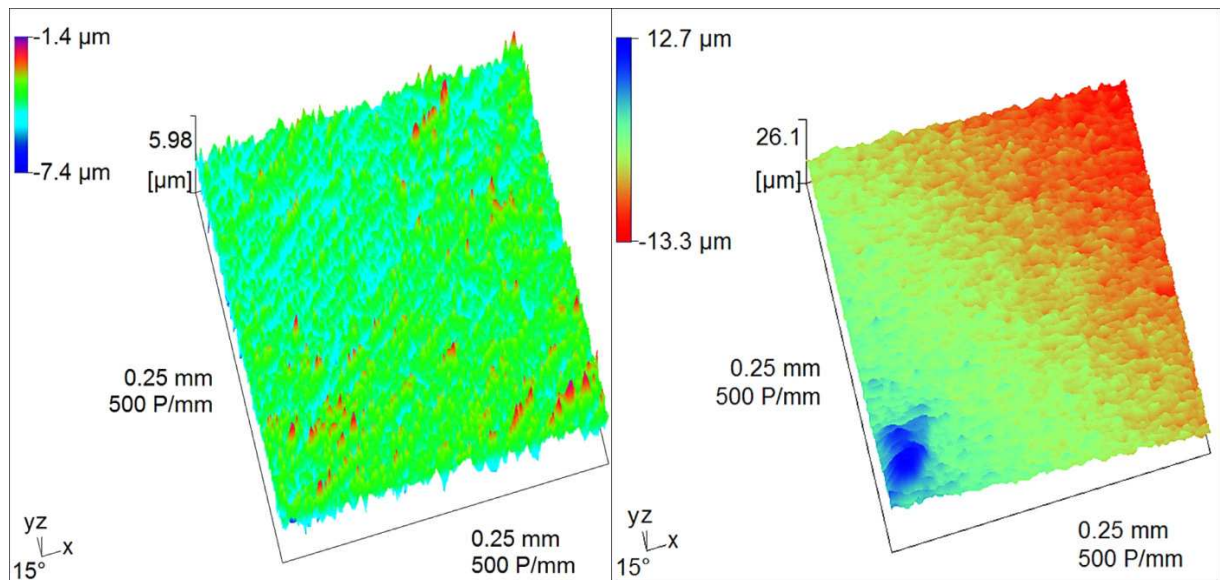


Abb. 66 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit der SonicFlex Prophylaxebürste:



5.2.6 Schall-getriebene PEEK-Spitze

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung mit der PEEK-Spitze auf den verschiedenen Oberflächen sind in Abb. 70 und Tab. 9 angegeben. Die Rauigkeiten R_A aller Oberflächenstrukturen waren minimal. Die Welligkeit war nur für gestrahlte Oberflächen erhöht. Dagegen wurden für R_{ZDIN} und R_{MAX} strukturierte, geätzte und gestrahlte Oberflächen durch die Bearbeitung angeraut. Das Ergebnis war für die gestrahl-geätzte Oberfläche uneinheitlich: Während sich R_{ZDIN} reduzierte, erhöhte sich R_{MAX} . Die Anrauerung war für die gestrahlte Oberfläche am stärksten. Die unterschiedlichen Effekte auf den Oberflächen differierten für keine der Rauigkeitskenngrößen signifikant ($p > 0,05$).

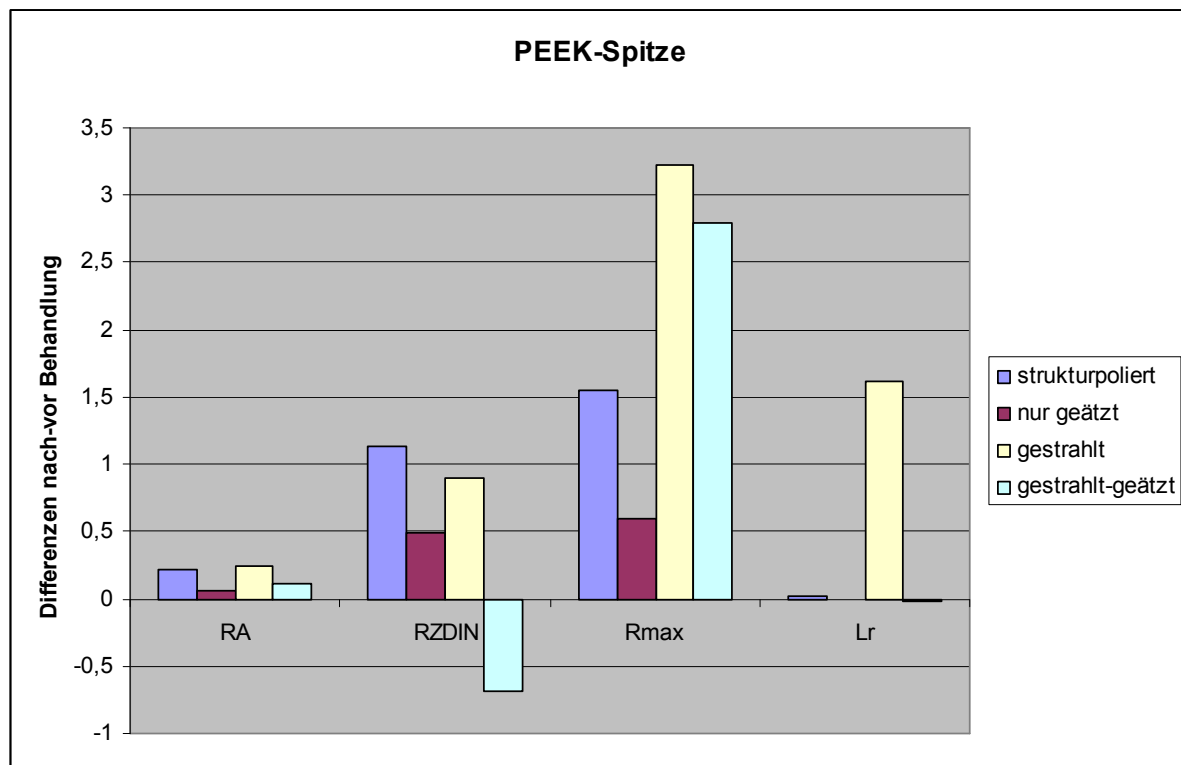


Abb.70: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit der PEEK-Spitze gegenüber vor der Behandlung in μm

PEEK-Spitze	R _A Mittelwert	R _A Standartabw.	R _{ZDIN} Mittelwert	R _{ZDIN} Standartabw.	R _{MAX} Mittelwert	R _{MAX} Standartabw.	L _R Mittelwert	L _R Standartabw.
Strukturpoliert	0,22	0,26	1,33	1,2	1,55	2,09	0,02	0,01
Nur geätzt	0,06	0,16	0,49	1,16	0,6	1,35	-0,01	0,02
Nur gestrahlt	0,24	0,52	0,9	2,25	3,22	5,16	1,61	3,78
Gestrahlt-geätzt	0,11	0,87	-0,68	3,32	2,79	6,27	-0,02	0,02

Tab. 9: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch die PEEK-Spitze in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit der PEEK-Spitze gereinigten Implantatoberflächen wurden Beschädigungen und Reinigung mit folgenden Scores bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 2

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 1

Die schallgetriebene PEEK-Spitze konnte alle vier Oberflächen recht gut reinigen: Strukturpolierte, geätzte sowie gestrahlt-geätzte Oberflächen wiesen einen geringen bis mäßigen Reinigungs-Score auf. Bei der Bearbeitung wurden alle vier Titanoberflächen deutlich beschädigt, besaßen also einen mittleren Beschädigungs-Score.

Die makroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der PEEK-Spitze ist für die vier verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 71 bis 74 gezeigt.

Beachtungswert war, dass im Vergleich zu den manuellen und rotierenden Instrumenten die schwingende PEEK-Spitze alle vier Oberflächen wesentlich besser reinigen konnte. Makroskopisch sind die Rückstände des Biofilms nur spurenweise zu sehen. Mikroskopisch sind einzelne abgefärbte Bakterien auf allen Titanoberflächen zu finden. Die schwingende Arbeitsweise des Instruments ist auf den strukturpolierten, geätzten sowie gestrahlt-geätzten Oberflächen nachvollziehbar. Bei den nur gestrahlten Oberflächen fallen visuell keine Spuren auf.

Die geätzte Oberfläche wurde sichtbar eingeebnet. Auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche verblieben auskristallisierte Rückstände des Biofilms.

Alle Implantatoberflächen sind im REM (Abb. 75–78) deutlich beschädigt. Nur wenige Reste des Biofilms sind zu erkennen. Auf der strukturpolierten Oberfläche wurde durch die Instrumentierung mit der PEEK-Spitze die typische Rillenstruktur in eine unregelmäßig, relativ glatte Struktur mit punktuellen Vertiefungen verwandelt. Auf der geätzten Oberfläche wurde die typische Struktur flächig abgetragen und eine ebene Oberfläche erzeugt. Die gestrahlte Oberfläche ist zwar weiter grob strukturiert, hat aber ihre typische Erscheinung verändert. Auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche wurden Peaks abgetragen. Insgesamt führte die Reinigung mit der PEEK-Spitze auf allen Oberflächen zu Beschädigungen und Strukturveränderungen. Die Rauigkeit der strukturpolierten, gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen wurde am stärksten erhöht, aber auch die geätzte Oberfläche wurde erheblich strukturell verändert. Die Reinigungswirkung war dabei auf allen Oberflächen gut.

Die 3D-profilometrische Darstellungen der Oberflächen sind in den Abb. 79 bis 82 gezeigt. Bearbeitungsspuren auf der strukturpolierten Oberfläche veränderten die rillenförmige Struktur neben einzelnen Kratzern in ein relativ gleichmäßiges Oberflächenbild mit dellenartiger Struktur. Die geätzte Oberfläche zeigte keine Veränderung der typischen Struktur. Die nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen waren profilometrisch kaum verändert, aber der Anteil an Erhebungen reduziert. Zudem stören einige Artefakte die Bilddarstellung.

Insgesamt führte die Reinigung mit der PEEK-Spitze auf allen Oberflächen zu Beschädigungen und Strukturveränderungen. Die Rillenstruktur der strukturpolierten Oberfläche wird angeraut und in eine unregelmäßig gedellte Struktur verwandelt. Die Rauigkeit der gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen wurde am stärksten erhöht, aber auch die geätzte Oberfläche wurde erheblich strukturell verändert. Die Reinigungswirkung war dabei auf allen Oberflächen gut.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit der PEEK-Spitze (Vergrößerungsfaktor 200fach):

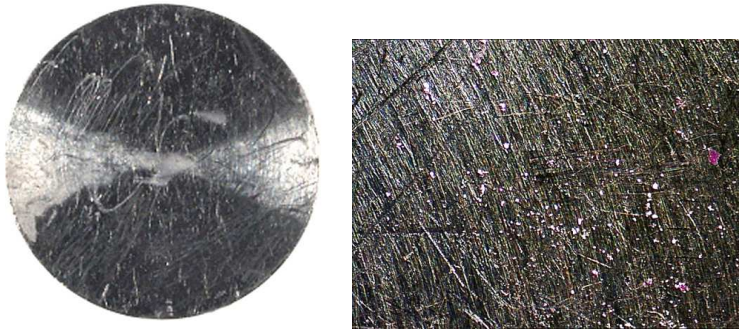


Abb. 71 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

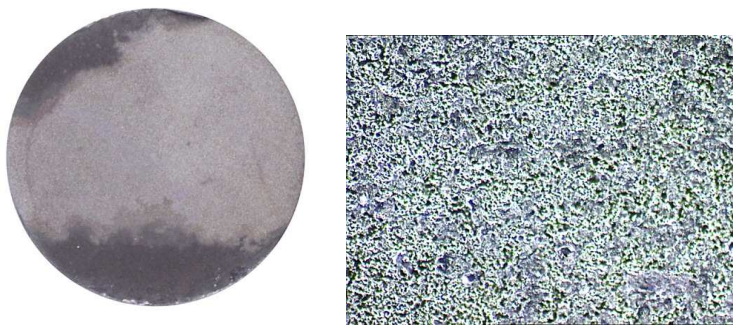


Abb. 72 a und b: Nur geätzte Oberfläche

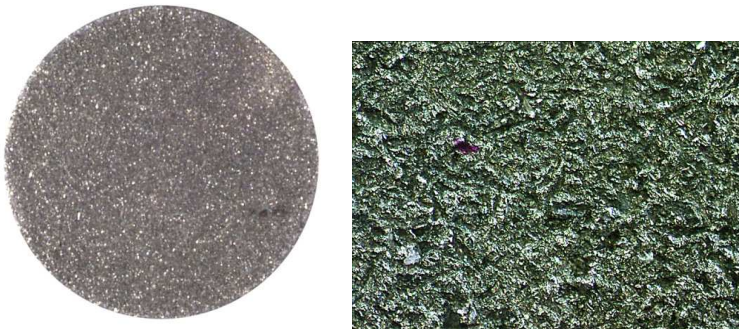


Abb. 73 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

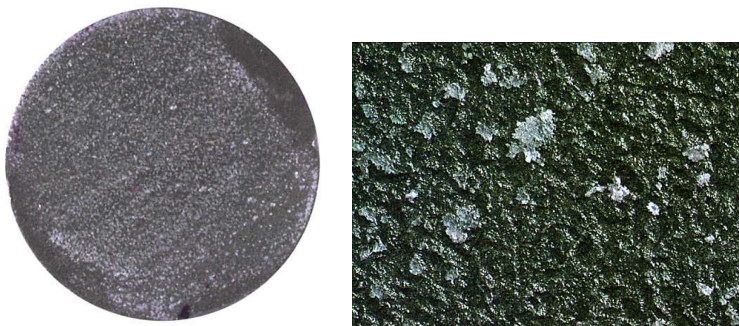


Abb. 74 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der PEEK-Spitze:

vorher:

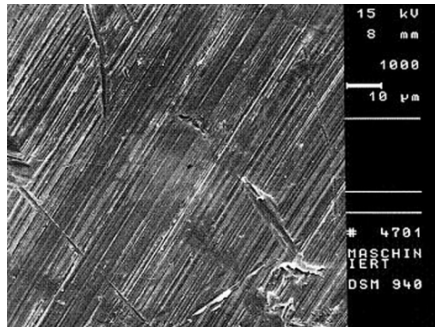


Abb. 75 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

nachher:

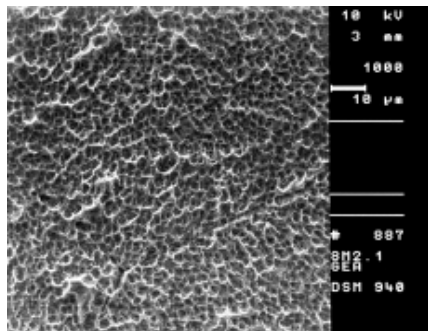
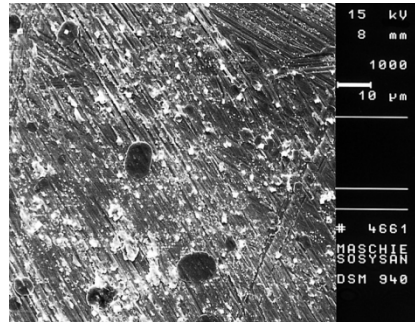


Abb. 76 a und b: Nur geätzte Oberfläche

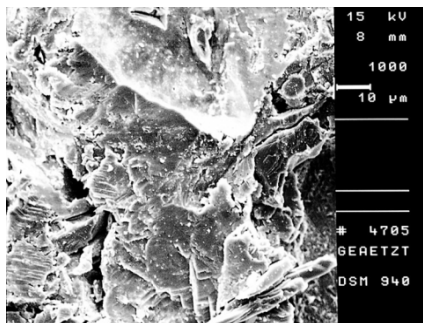
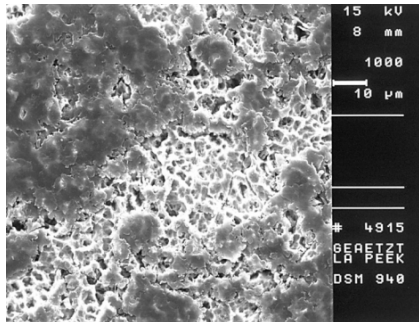


Abb. 77 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

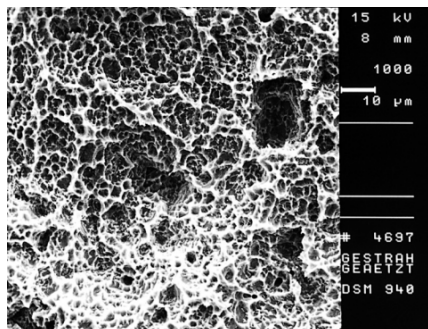
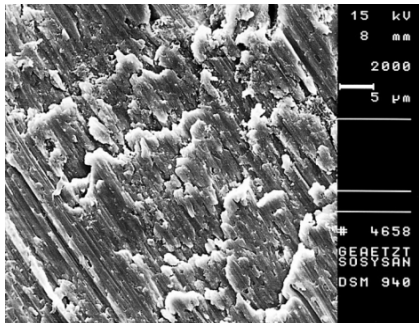
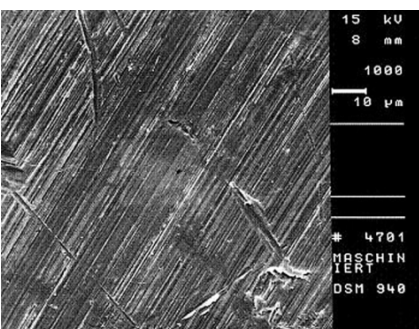


Abb. 78 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche



3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit der PEEK-Spitze:

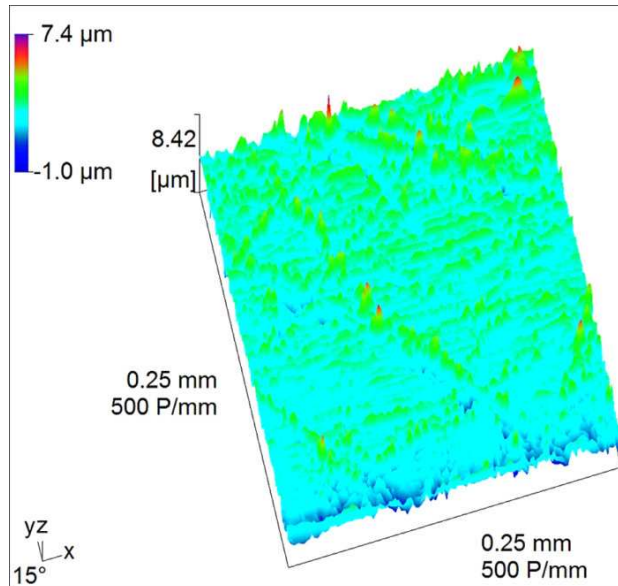


Abb. 79: Strukturpolierte Oberfläche

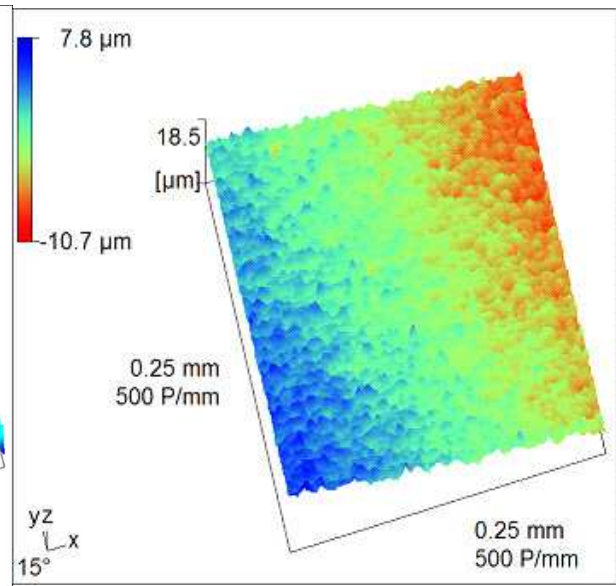


Abb. 80: Nur geätzte Oberfläche

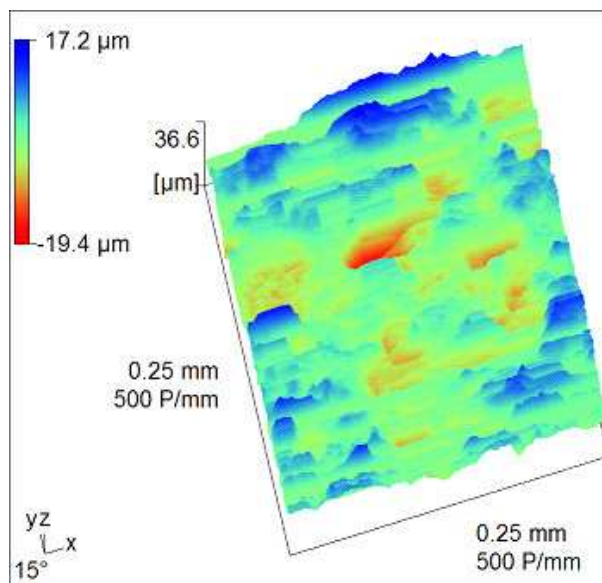


Abb. 81: Nur gestrahlte Oberfläche

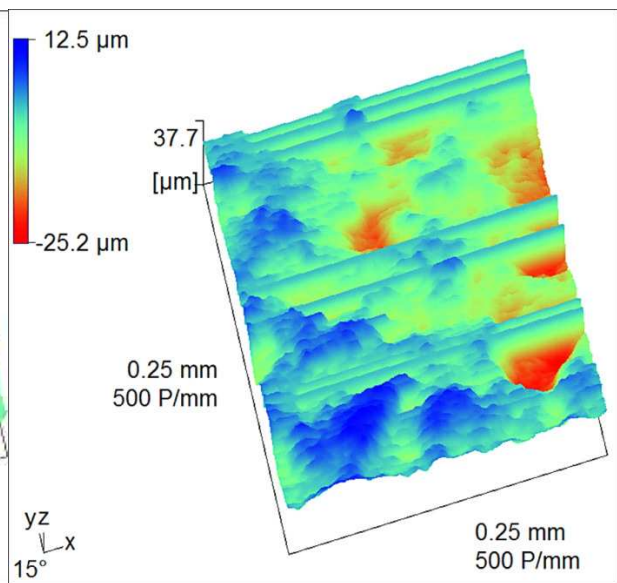


Abb. 82: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.7 Ultraschall-getriebene PI-Spitze

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung mit der PI-Spitze auf den Oberflächen sind in Abb. 83 und Tab. 10 angegeben. Alle Oberflächen wurden durch die Bearbeitung angeraut. Dies war am stärksten für alle Rauigkeitskenngrößen auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche. Die Welligkeit wurde kaum verändert. Auch die strukturpolierten und gestrahlten Oberflächen wurden in ihrer Rauigkeit bei R_{ZDIN} und R_{MAX} markant erhöht. Die Oberflächenreinigung resultierte in signifikanten Unterschieden zwischen der gestrahlt-geätzten Oberfläche gegenüber strukturpolierte und gestrahlte Oberfläche für R_A ($p < 0,01$). Die Kenngröße R_{ZDIN} und R_{MAX} wiesen keine signifikanten Differenzen auf. Für die Welligkeit L_R wurden niedrignifikante Differenzen ($p < 0,05$) zwischen strukturpolierter- gestrahlter und geätzter- gestrahlt/geätzter Oberfläche sowie signifikante Differenzen ($p < 0,01$) zwischen gestrahlter und gestrahlt-geätzter Oberfläche gefunden.

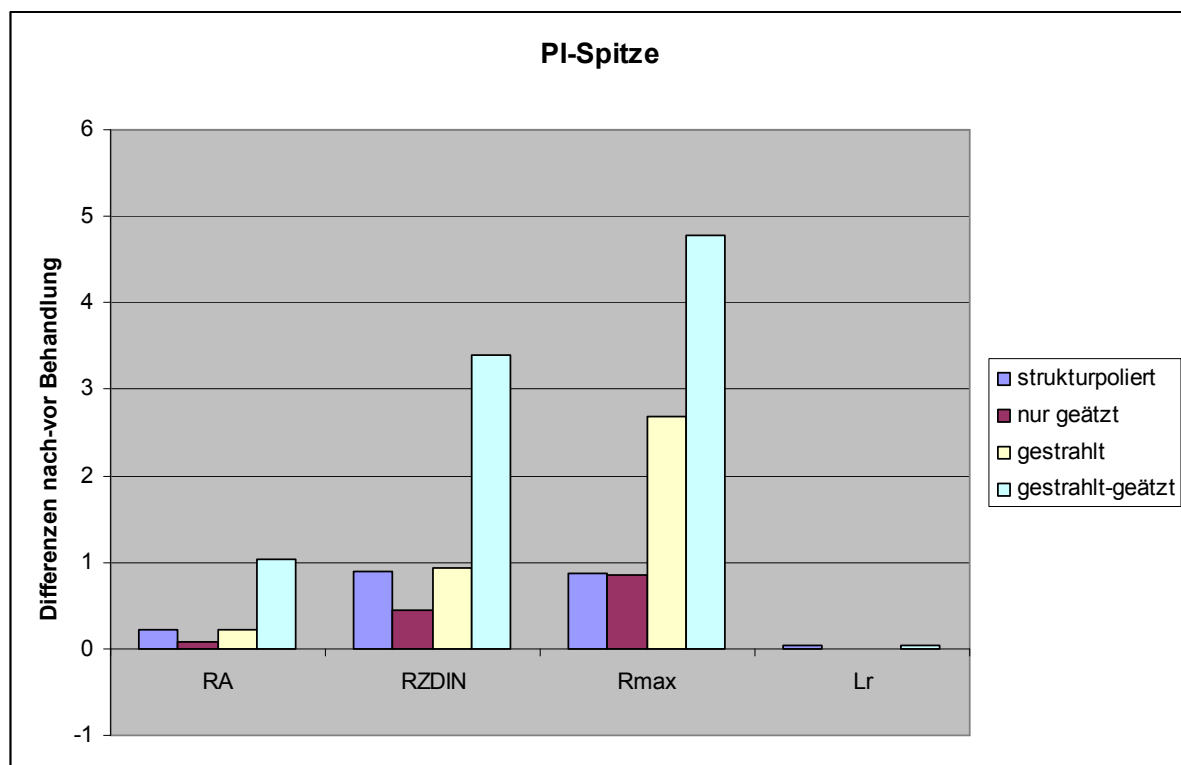


Abb. 83: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit der PI-Spitze gegenüber vor der Behandlung in μm

PI-Spitze	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	0,23	0,13	0,89	0,57	0,87	1,03	0,03	0,02
Nur geätzt	0,08	0,13	0,44	0,81	0,86	1,1 5	-0,01	0,01
Nur gestrahlt	0,22	0,47	0,93	1,76	2,69	2,95	0	0,02
Gestrahlt-geätzt	0,03	0,88	3,4	3,31	4,77	5,65	0,04	0,02

Tab. 10: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch die PI- Spitze in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit der PI-Spitze gereinigten Implantatoberflächen wurde Beschädigungen und Reinigung mit folgenden Scores bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 3
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 3

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 1

Die ultraschallgetriebene PI-Spitze konnte drei von vier Oberflächen gut reinigen: Strukturpolierte, geätzte und gestrahlt-geätzte Oberflächen wiesen einen niedrigen, gestrahlte Oberflächen einen hohen Reinigungs-Score auf. Bei der Bearbeitung wurden die Titanoberflächen stärker verändert: Die strukturpolierten und gestrahlten Oberflächen zeigten einen mittleren, die geätzten und gestrahlt-geätzten Oberflächen einen hohen Beschädigungs-Score.

Die mikroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach Reinigung mit der PI-Spitze ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 84 bis 87 gezeigt.

Beachtungswert war, dass die PI-Spitze auf allen Oberflächen außer der gestrahlten eine relativ gute Reinigung erzielte. Rückstände des Biofilms sind jedoch angefärbt und deutlich zu sehen. Die strukturpolierte Oberfläche weist die Bearbeitungsspuren sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch auf. Auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche erscheinen mikroskopisch kristallisierte bakterielle Rückstände, die über die gesamte Fläche verteilt sind. Die gestrahlte Oberfläche wirkt abgeplattet.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit der PI-Spitze (Vergrößerungsfaktor 200fach):



Abb. 84 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

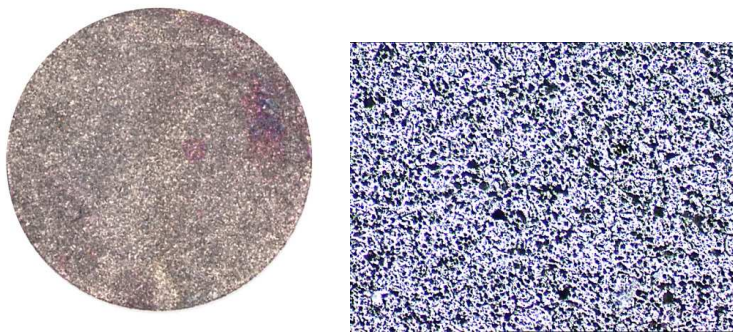


Abb. 85 a und b: Nur geätzte Oberfläche

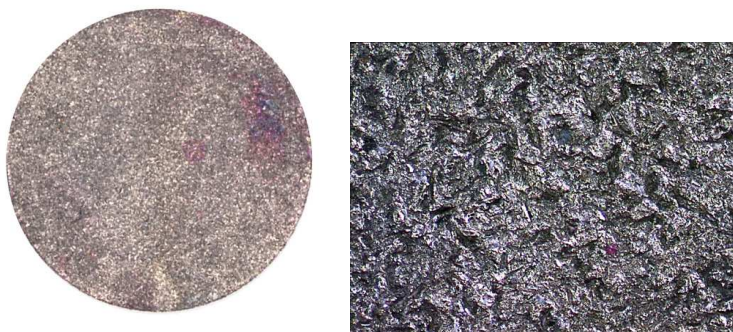


Abb. 86 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

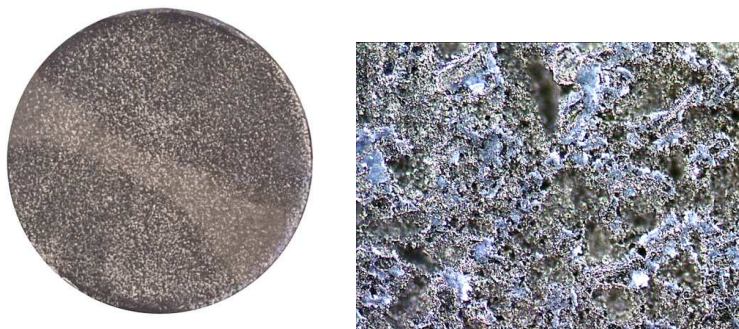
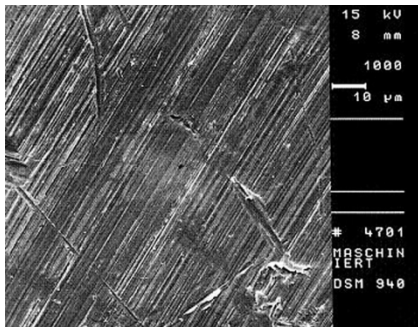


Abb. 87 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem EMS Piezon Master-Gerät mit der PI-Spitze:

vorher:



nachher:

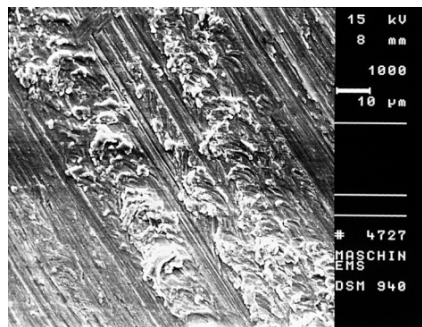


Abb. 88 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

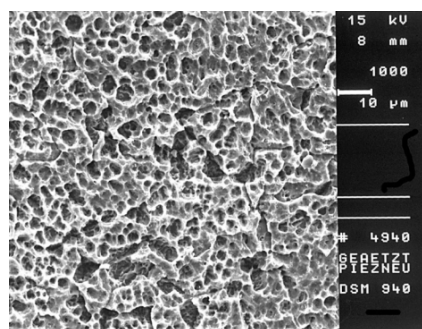
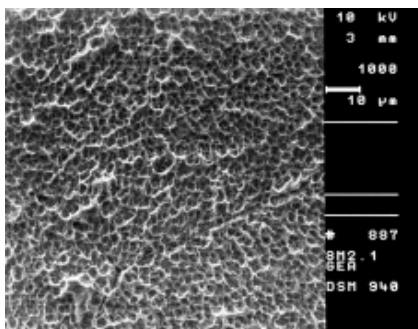


Abb. 89 a und b: Nur geätzte Oberfläche

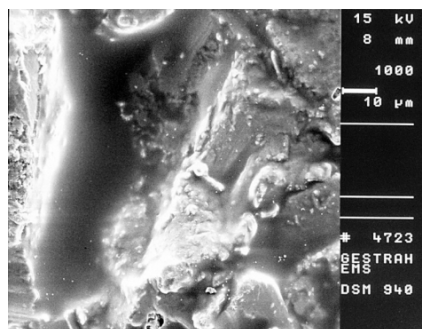
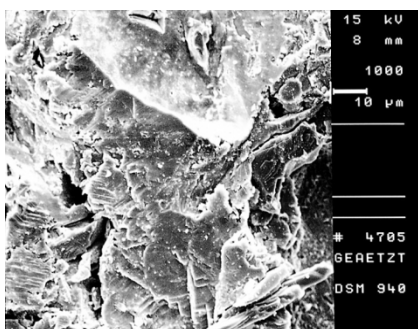


Abb. 90 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

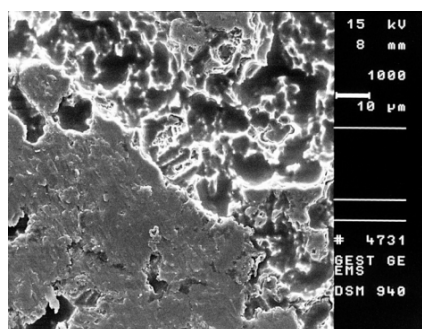
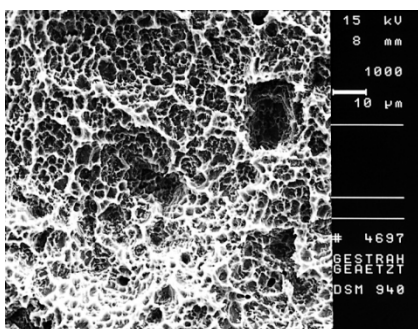


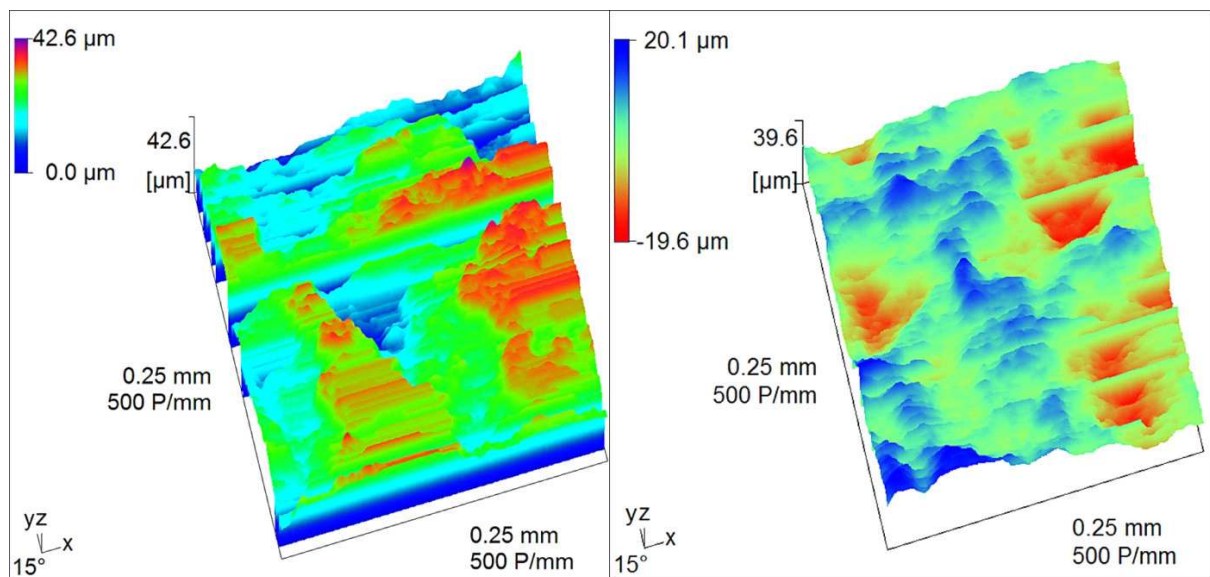
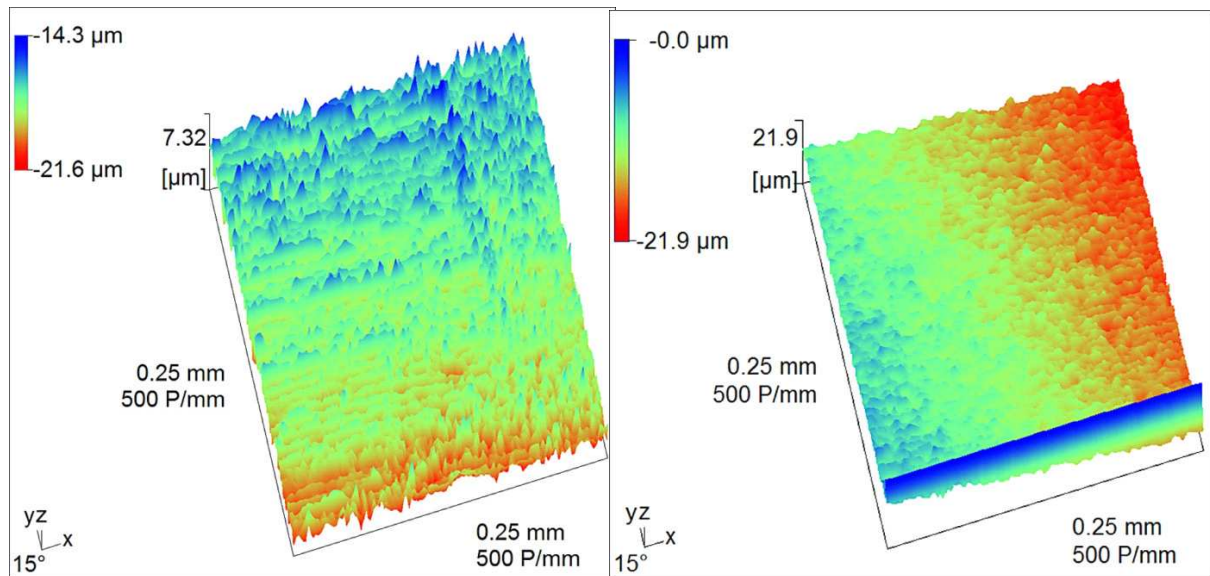
Abb. 91 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

Die REM-Bilder (Abb. 88-91) belegen eine gute Reinigung durch die PI-Spitze auf allen Oberflächen außer auf der gestrahlten, die weiter mit einem Biofilm überzogen scheint. Besonders auffällig ist eine deutliche Beschädigung der strukturpolierten Oberfläche in Form einer Vergröberung bzw. Aufwerfung der Struktur. Die geätzte Oberfläche erscheint unverändert. Die gestrahlte Oberfläche ist in ihrer Kontur gerundet. Die gestrahlt-geätzte Oberfläche wurde stellenweise komplett abgetragen und eingeebnet.

Die 3D-profilometrischen Abbildungen (Abb. 92–95) verdeutlichen, dass die PI-Spitze allen vier Oberflächen strukturelle Veränderungen zugefügt hat: Die strukturpolierte Oberfläche hat ihre Rillenstruktur verloren und eine unregelmäßig zipfelige Struktur erhalten, die gröber ist als mit der PEEK-Spitze. Die zipfelige Struktur der geätzten Oberfläche ist ebenso gleichmäßig wie vor der Bearbeitung geblieben, aber etwas entrundet mit stellenweisen Einebnungen. Die gestrahlte Oberfläche imponiert mit vereinfachtem Relief, d.h. weniger Erhebungen und Einsenkungen und Abrundungen der Erhebungen gegenüber vor der Bearbeitung. Die gestrahlt-geätzte Oberfläche stellt sich 3D-profilometrisch wenig verändert dar, bis auf einige regionale Einebnungen. Die Bilddarstellung der gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen ist durch Artefakte gestört.

Insgesamt besaß die PI-Spitze eine hohe Tendenz zu beschädigen. Hinsichtlich der verschiedenen Auswertungsmodalitäten waren alle Oberflächen betroffen. Die Oberflächen wurden nicht in ihrer Rauigkeit erhöht, sondern insgesamt strukturell verändert. Dafür gewährleistete die PI-Spitze auf allen Oberflächen eine gute Reinigung.

3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit der PI-Spitze:



5.2.8 Subgingivales Airpolishing

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor der Bearbeitung auf den mit dem subgingivalen Airpolishing gereinigten Oberflächen sind in Abb. 96 und Tab. 11 angegeben. Die Oberflächenrauigkeiten R_A und die Welligkeit L_R wurden auf allen Oberflächen minimal verändert. Auffällig war eine Anraugung von gestrahlten (R_{ZDIN} und R_{MAX}) und gestrahlt-geätzten Oberflächen (R_{MAX}) sowie eine Reduktion der Rauigkeit R_{ZDIN} für strukturpolierte und gestrahlt-geätzte Oberflächen. Die Reinigungseffekte zeigten zwischen den verschiedenen Oberflächen bezüglich der Rauigkeitskenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). Für L_R bestanden ausschließlich zwischen gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen niedrig signifikante Unterschiede ($p < 0,05$).

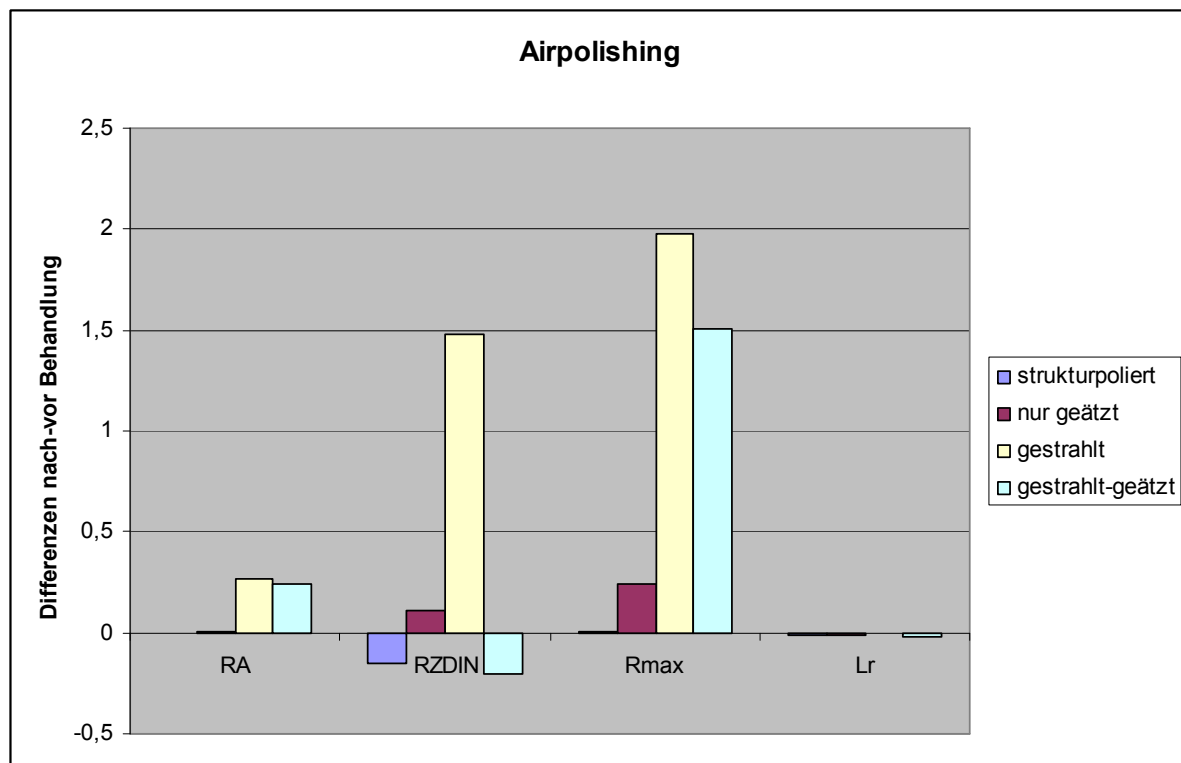


Abb. 96: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit dem Airpolishing gegenüber vor der Behandlung in μm

Airpolishing	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert.	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	0	0,15	-0,15	0,76	0,01	1,59	-0,01	0,01
Nur geätzt	0,01	0,08	0,11	0,66	0,24	0,81	-0,01	0,01
Nur gestrahlt	0,27	0,49	1,48	2,27	1,98	3,91	0	0,03
Gestrahlt-geätzt	0,24	0,4	-0,2	1,74	1,51	3,1	-0,02	0,01

Tab. 11: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch das Airpolishing in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit dem Airpolishing gereinigten Implantatoberflächen wurden Beschädigungen und reinigungs mit folgenden Scores bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 1

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 1

Das Airpolishing konnte drei von vier Oberflächen gut reinigen: Strukturpolierte, geätzte und gestrahlt-geätzte Oberflächen wiesen einen geringen, gestrahlte Oberflächen einen mittleren Reinigungsscore auf.

Die Titanoberflächen wurden unterschiedlich verändert: Die strukturpolierten Oberflächen zeigten einen mittleren, die geätzten und gestrahlt-geätzten Oberflächen einen niedrigen Beschädigungs-Score.

Die mikroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach der Reinigung mit dem Airpolishing ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildung 97 bis 100 gezeigt.

Im Vergleich zu den anderen untersuchten Instrumenten konnte das Airpolishing alle vier Oberflächen nahezu vollständig reinigen. Makroskopisch sind keine Rückstände des Biofilms zu sehen. Mikroskopisch waren auf strukturpolierten, nur geätzten und gestrahlt-geätzten Oberflächen keine Bakterien nachweisbar. Auf den nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen waren wenige Biofilmreste zu finden.

Makroskopisch und mikroskopisch waren kaum Beschädigungen oder Strukturänderungen festzustellen, außer einigen Kratzern auf den strukturpolierten und geätzten Oberflächen und einige leichte Kratzer bzw. entrundete Spitzen der nur gestrahlten Oberfläche.

Die REM-Aufnahmen verdeutlichen die Effekte des Airpolishing auf den verschiedenen Oberflächen (Abb. 10 –104).

Auf den REM-Bildern sind keine verbliebenen bakteriellen Verunreinigungen zu sehen, außer bei der gestrahlten Oberfläche, die wie von einem Film überzogen scheint. Die typische Strukturierung der strukturpolierten Oberfläche wurde leicht vergrößert. Die geätzte sowie die gestrahlt-geätzte Oberfläche wiesen keine Spuren der Veränderung auf. Das Airpolishing war also bei diesen drei Oberflächen in der Lage effektiv zu reinigen, ohne die Struktur zu modifizieren. Allerdings erscheint die gestrahlte Oberfläche entrundet gegenüber ihrer Ausgangsstruktur bzw. ist auf Grund des Restbiofilms nicht beurteilbar.

Die 3D-profilometrischen Darstellungen präsentieren gewisse Veränderungen gegenüber der ursprünglichen Struktur (Abb. 105–108). Auf der strukturpolierten Oberfläche ist die typische Rillenstruktur zu relativ unregelmäßigen, kleinen aber spitzen Peaks verändert. Die geätzte Oberfläche wurde durch die Bearbeitung mit dem Airpolishing-Gerät nicht stark verändert, die zipfelige Oberflächenstruktur wurde beibehalten. Die nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen waren aufgrund von Artefakten schlecht auswertbar. Die nur gestrahlte Oberfläche erschien flacher mit weniger Höhen und Senken.

Insgesamt zeichnete sich das Airpolishing durch eine sehr gute Reinigungsfähigkeit auf allen Oberflächen außer der gestrahlten aus. Die Beschädigungstendenz war dabei gering, obwohl eine gewisse Vergrößerung der Struktur bei strukturpolierten und geätzten Oberflächen auffiel. Bei gestrahlten Oberflächen erschien die Struktur verändert und die Rauigkeit erhöht, während sie bei der gestrahlt-geätzten Oberfläche weniger beeinflusst wurde.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit dem Airpolishing (Vergrößerungsfaktor 200fach):

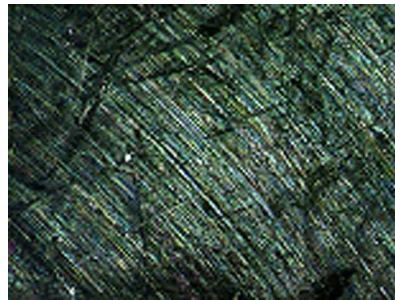
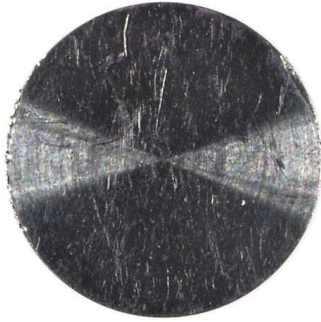


Abb. 97 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

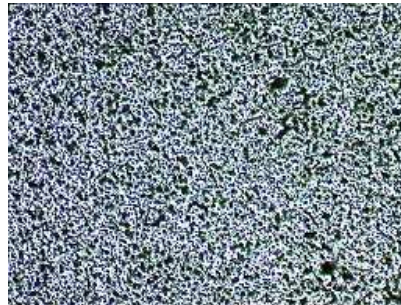


Abb. 98 a und b: Nur geätzte Oberfläche



Abb. 99 a und b: Nur gestrahlt Oberfläche

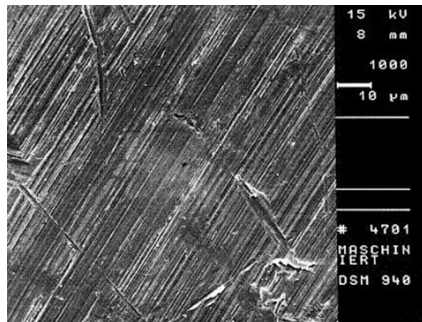


Abb. 100 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem

Airpolishing:

vorher:



nachher:

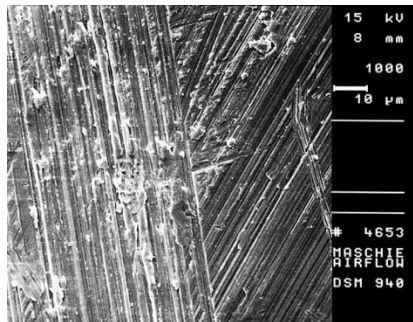


Abb. 101 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

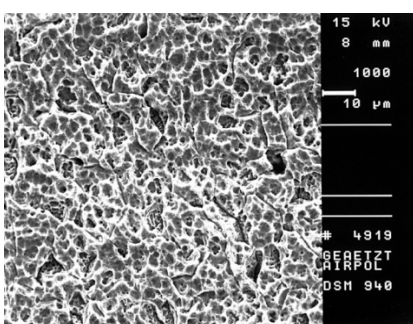
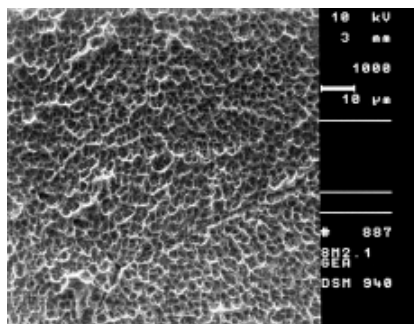


Abb. 102 a und b: Nur geätzte Oberfläche

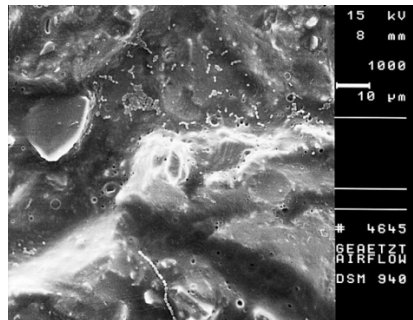
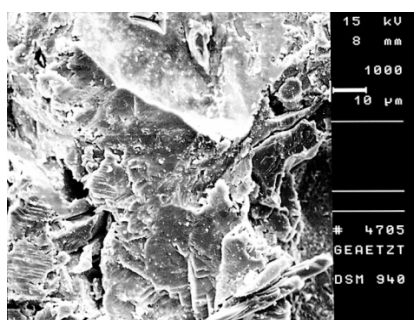


Abb. 103 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

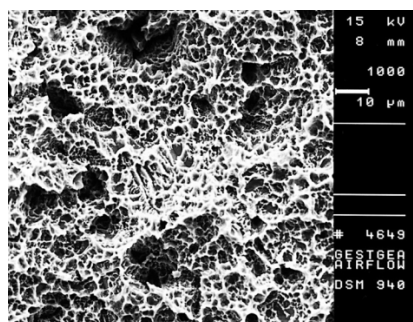
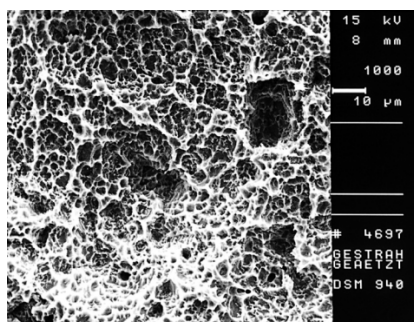


Abb. 104 a und b: Gestrahlte-geätzte Oberfläche

3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit dem Airpolishing:

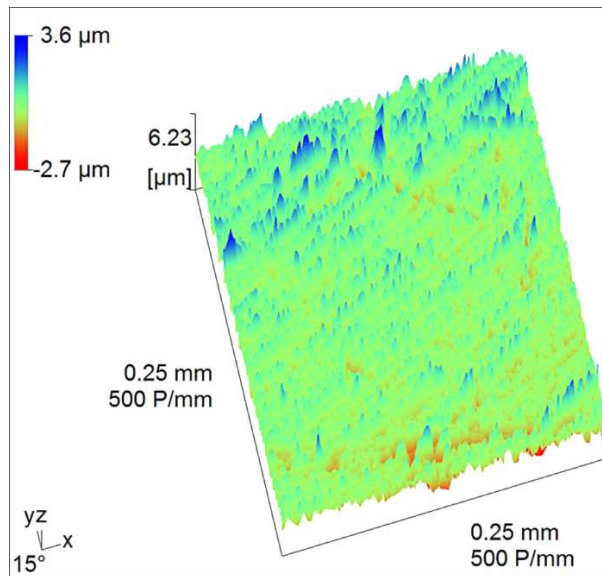


Abb. 105: Strukturpolierte Oberfläche

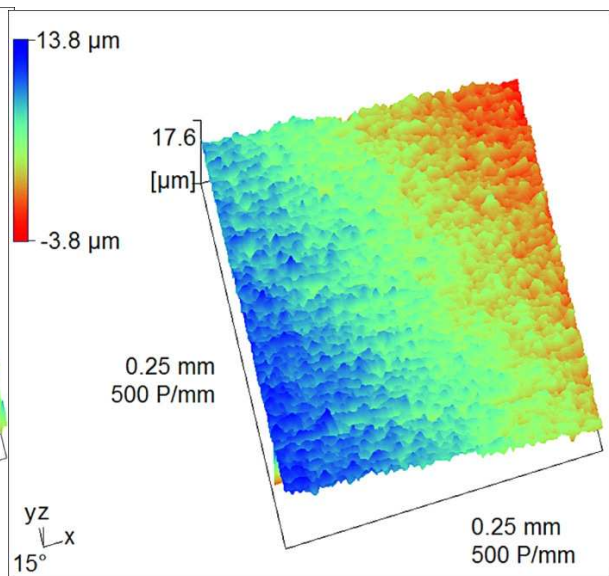


Abb. 106: Nur geätzte Oberfläche

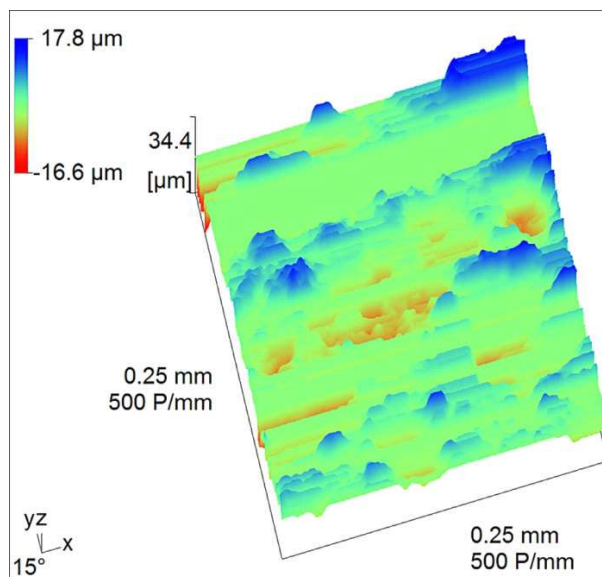


Abb. 107: Nur gestrahlte Oberfläche

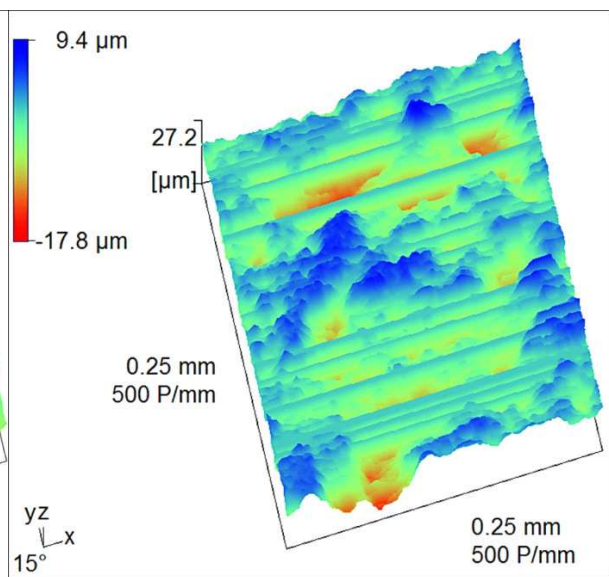


Abb. 108: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.9 ProphyMax-Gerät

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit dem ProphyMax-Gerät und Karbon-Ansatz gereinigten Oberflächen sind in Abbildungen 109 und Tab. 12 dargestellt.

Die Rauigkeiten der gestrahlt-geätzten Oberfläche wurden bei allen Kenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} erheblich erhöht. Die übrigen Implantatoberflächen wurden weniger beeinträchtigt und nur die strukturierte Oberfläche nennenswert angeraut. Die Welligkeit L_R wurde für alle Oberflächen nicht verändert. Zwischen den Oberflächen bestanden bezüglich den Rauigkeitskenngrößen folgende signifikante Differenzen:

für R_A und R_{MAX} hochsignifikante Differenzen ($p < 0,001$) zwischen gestrahlt-geätzten und strukturierten Oberflächen sowie zwischen gestrahlt-geätzten und gestrahlten Oberflächen. Außerdem für R_A signifikante Differenzen ($p < 0,01$) und für R_{MAX} niedrig signifikante Differenzen zwischen gestrahlt-geätzten und geätzten Oberflächen.

für R_{ZDIN} niedrigsignifikante Differenzen ($p < 0,05$) zwischen gestrahlt-geätzten und strukturierten sowie zwischen gestrahlt-geätzten und gestrahlten Oberflächen.

für L_R niedrigsignifikante Differenz ($p < 0,05$) zwischen strukturierten und gestrahlten Oberflächen.

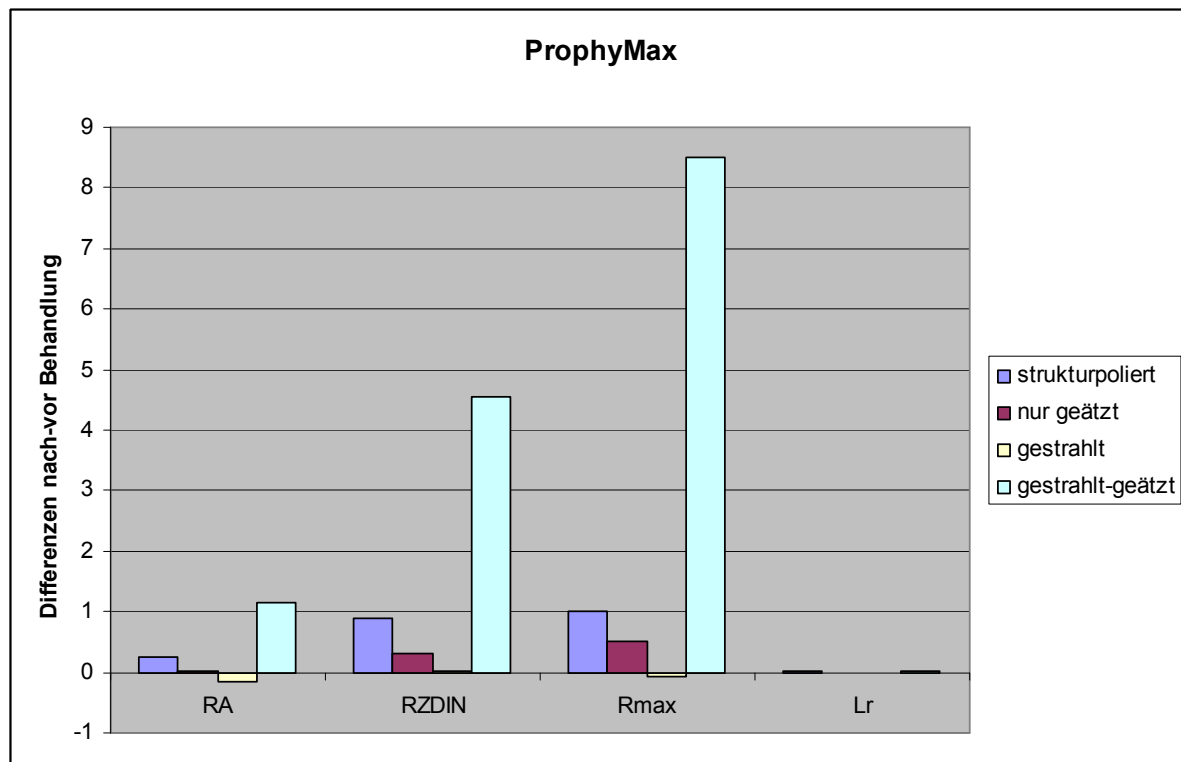


Abb. 109: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit dem ProphyMax Gerät gegenüber vor der Behandlung in μm

ProphyMax-Gerät	R _A Mittelwert	R _A Standardabw.	R _{ZDIN} Mittelwert	R _{ZDIN} Standardabw.	R _{MAX} Mittelwert	R _{MAX} Standardabw.	L _R Mittelwert	L _R Standardabw.
Strukturpoliert	0,24	0,16	0,9	0,89	1,02	1,15	0,03	0,03
Nur geätzt	0,03	0,12	0,32	1,09	0,51	1,22	-0,01	0,01
Nur gestrahlt	-0,17	0,41	0,03	1,85	-0,08	2,34	-0,01	0,03
Gestrahlt-geätzt	1,16	0,70	4,54	4,25	8,51	5,67	0,02	0,02

Tab. 12: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch das ProphyMax-Gerät in µm

Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der mit dem ProphyMax-Gerät gereinigten Implantatoberflächen wurden hinsichtlich Beschädigung und Reinigung mit folgenden Scores bewertet:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 2

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 2

Das ProphyMax-Gerät konnte drei von vier Oberflächen nicht ausreichend reinigen: Geätzte, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen wiesen einen mittleren und nur die strukturpolierte Oberfläche einen niedrigen Reinigungs-Score auf. Bei der Bearbeitung wurden die Titanoberflächen wie folgt verändert: Die strukturpolierten und gestrahlt-geätzten Oberflächen besaßen einen mittleren, die geätzten Oberflächen einen niedrigen und die gestrahlten Oberflächen einen hohen Beschädigungs-Score.

Die mikroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach der Reinigung mit dem ProphyMax-Gerät ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 110 bis 113 gezeigt.

Im Vergleich zu anderen untersuchten Instrumenten konnte das ProphyMax-Gerät alle vier Oberflächen recht gut reinigen. Makroskopisch sind keine Rückstände des Biofilms verblieben. Mikroskopisch wurden allerdings teilweise Reste des Biofilms festgestellt. Die Arbeitsspuren der Instrumente waren auf keinen der vier Oberflächen makroskopisch zu sehen.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit dem ProphyMax-Gerät (Vergrößerungsfaktor 200fach):

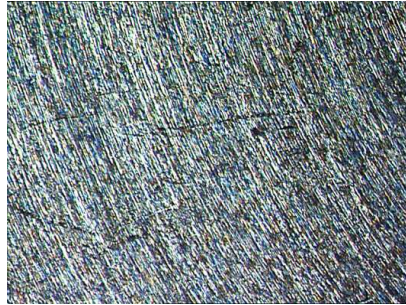


Abb. 110 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

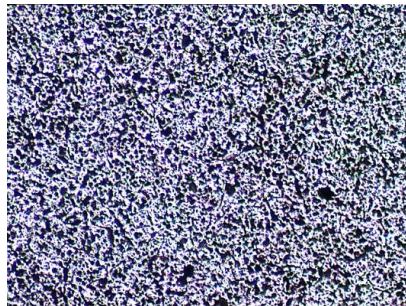


Abb. 111 a und b: Nur geätzte Oberfläche



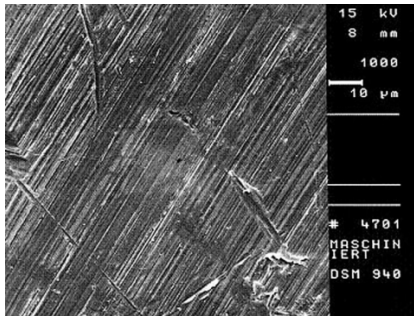
Abb. 112 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche



Abb. 113 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem ProphyMax-Gerät:

vorher:



nachher:

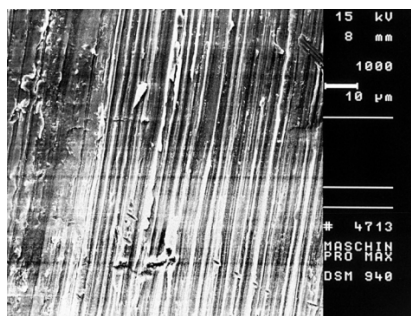


Abb. 114 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

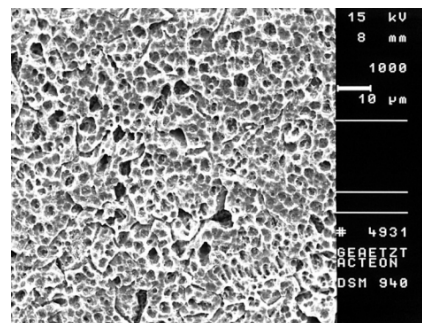
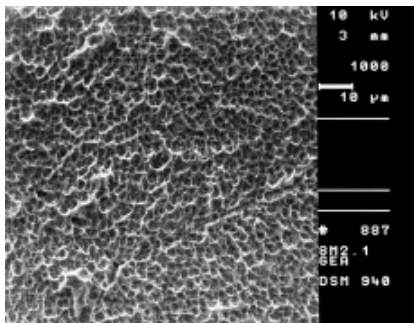


Abb. 115 a und b: Nur geätzte Oberfläche

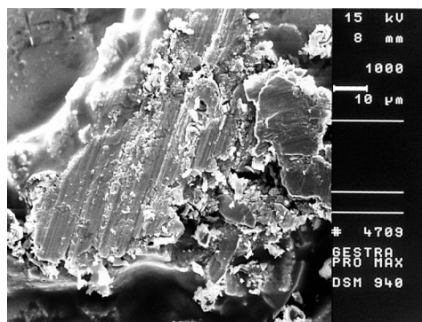
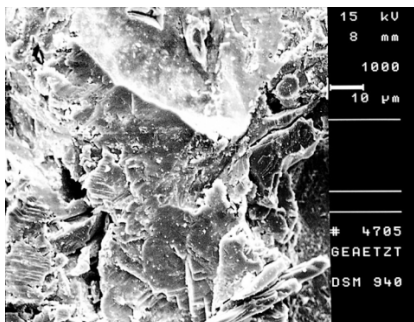


Abb. 116 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

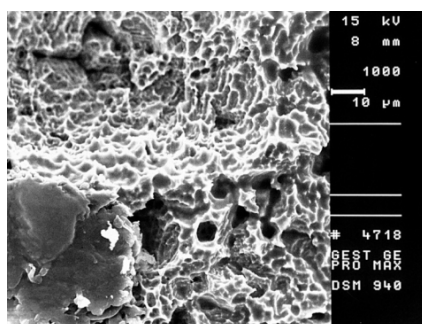
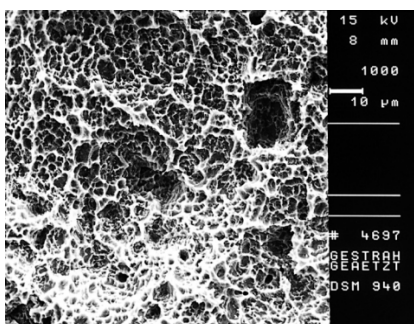


Abb. 117 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

Die REM-Aufnahmen (Abb. 114–117) zeigen die Oberflächenveränderungen bei der Reinigung mit dem ProphylMax-Gerät.

Die strukturpolierte Oberfläche erfuhr eine deutliche Vergrößerung der Rillenstruktur. Auf der geätzten Oberfläche wurden vergleichsweise dezent die Spitzen der zipfeligen Struktur abgetragen. Auf der gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberfläche wurden ganze Areale von Erhebungen eingeebnet und die ursprünglichen Strukturen sind nicht mehr zu erkennen.

Die 3D-profilometrischen Aufnahmen (Abb. 118–121) zeigen den Einfluss ebenfalls von dem ProphylMax-Gerät auf die Oberflächen. Die Mikrostruktur der strukturpolierten Oberfläche sowie der geätzten Oberfläche erscheint wenig beeinträchtigt, die strukturpolierte Oberfläche ist nur etwas vergrößert. Dagegen sind nur gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen morphologisch erheblich verändert worden, in dem einzelne Areale abgetragen und eingeebnet wurden. Hinzu kommen Artefakte bei der Darstellung beider Oberflächenstrukturen.

Bei der Fähigkeit des ProphylMax-Gerätes mit Karbon-Ansatz zu einer relativ guten Reinigung ist eine erhebliche Beschädigungstendenz zu verzeichnen. Die ursprüngliche Implantatoberfläche kann vollständig abgetragen werden.

Insgesamt war bei dieser Methode der höchste Abtrag und Anrauhung besonders von rauen Implantatoberflächen festzustellen, dies fiel negativ gegenüber der relativ guten Reinigungsfähigkeit auf.

3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit dem ProphyMax-Gerät:

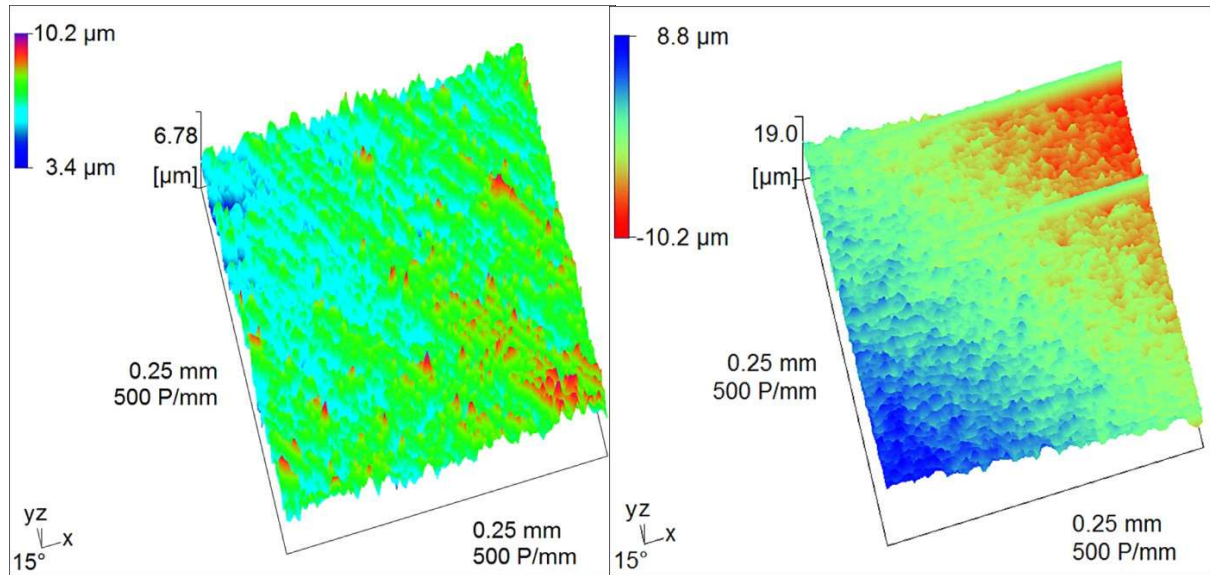


Abb. 118: Strukturpolierte Oberfläche

Abb. 119: Nur geätzte Oberfläche

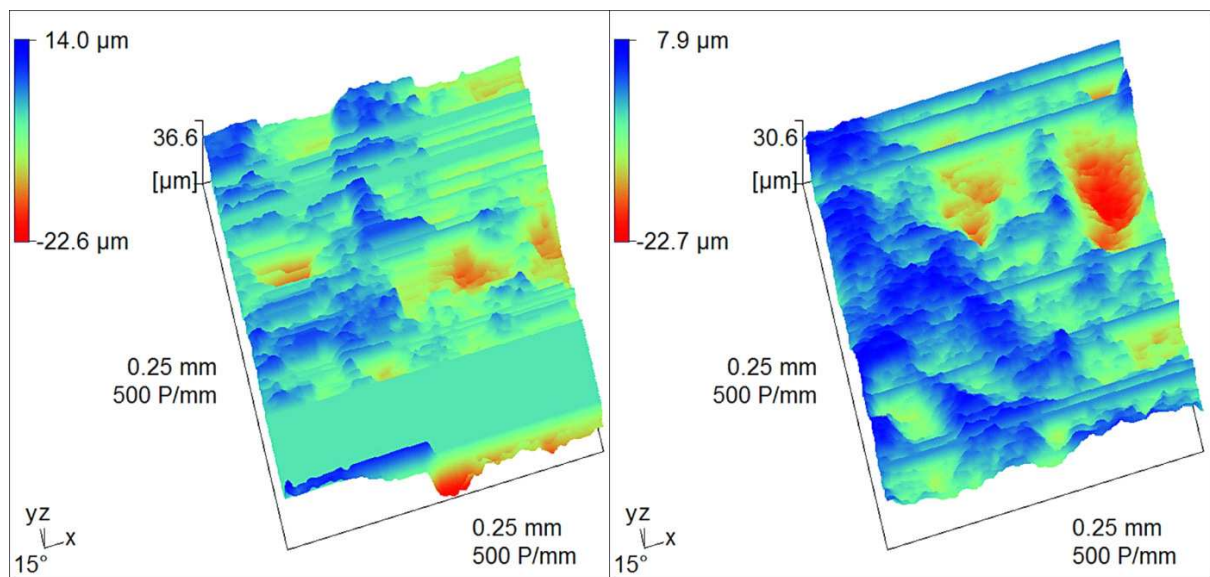


Abb. 120: Nur gestrahlte Oberfläche

Abb. 121: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.10 Das Vector-System

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit dem Vector-System gereinigten Oberflächen sind in Abbildungen 122 und Tab. 13 angegeben. R_A wurde bei allen Oberflächen kaum verändert. Die Rauigkeit bei R_{ZDIN} und R_{MAX} von strukturierten und gestrahlten Oberflächen wurde erhöht. Bei gestrahl-geätzter Oberfläche verhielten sich R_{ZDIN} und R_{MAX} widersprüchlich. Die Veränderungen waren auf den gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen nennenswert. Die Rauigkeitsveränderung auf den verschiedenen Oberflächen unterschieden sich bezüglich der Kenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} nicht signifikant ($p > 0,05$). Nur die Welligkeit L_R differierte sich zwischen strukturierten und gestrahl-geätzten Oberflächen niedrig signifikant ($p < 0,05$).

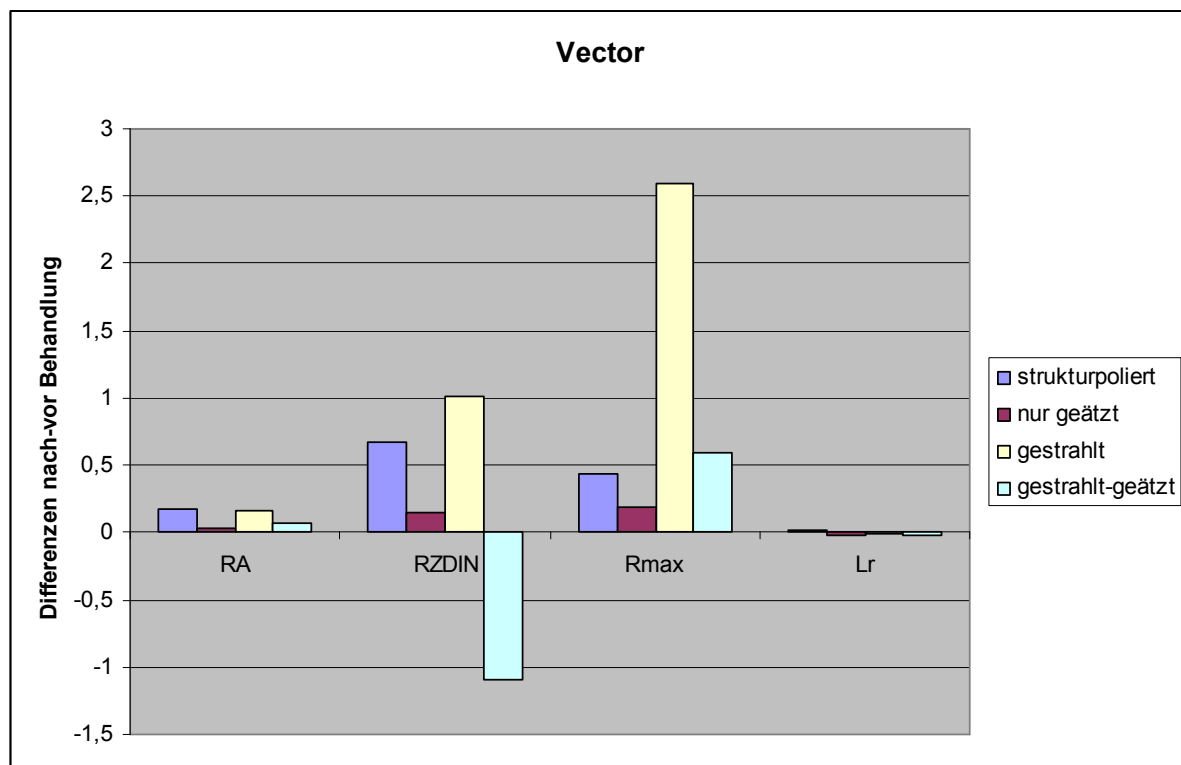


Abb. 122: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit dem Vector- System gegenüber vor der Behandlung in μm

Vector-System	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.	Mittelwert	Standardabw.
Strukturpoliert	0,17	0,16	0,67	0,76	0,44	1,13	0,02	0,02
Nur geätzt	0,03	0,19	0,15	1,35	0,19	1,44	-0,02	0,01
Nur gestrahlt	0,16	0,69	1,01	2,98	2,6	4,87	-0,01	0,03
Gestrahlt-geätzt	0,07	0,7	-1,1	2,78	0,59	3,51	-0,02	0,02

Tab. 13: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch das Vector- Systems in µm

Bei den mit dem Vector-System gereinigten Implantat-Oberflächen wurden nach lichtmikroskopischer Analyse folgende Scores für Beschädigung und Reinigung vergeben:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 3
- nur geätzt 1
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 1

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 3
- gestrahlt-geätzt 3

Das Vector-System konnte die vier Oberflächen unterschiedlich erfolgreich reinigen: Nur die strukturpolierte Oberfläche wurde mit guten Reinigungs-Scores bewertet, geätzte Oberfläche erhielt einen mittleren und die gestrahlte sowie die gestrahlt-geätzte Oberflächen einen höheren Score. Bei der Bearbeitung wurden die Titanoberflächen wie folgt verändert: Die strukturpolierten und gestrahlten Oberflächen zeigten einen hohen, dagegen die geätzte und gestrahlt-geätzte Oberflächen einen niedrigen Beschädigungs-Score.

Die mikroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach der Reinigung mit dem Vector-Gerät ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 123 bis 126 gezeigt.

Die Reinigung mit dem Vector-System war auf allen mikrostrukturierten Implantatoberflächen unzureichend und nur auf der strukturpolierten Oberfläche gut. Mikroskopisch wurden auf allen Oberflächen mehr oder weniger Bakterienreste gefunden, dies war auf der gestrahlt-geätzten Oberfläche bereits makroskopisch auffällig. Strukturelle Veränderungen lassen sich auf den gestrahlten und gestrahlt-

geätzten Oberflächen ahnen. Die Arbeitsweise des Instruments war nur auf der gestrahl- geätzten Oberfläche nachvollziehbar.

Die REM-Aufnahmen (Abb. 127–130) belegen Reste vom Bakterienfilm bzw. vom Schleifmedium auf den gestrahlten sowie gestrahl-geätzten Oberflächen: Strukturpolierte und geätzte Oberflächen waren dagegen sauberer. Insbesondere wird dies durch einen Überzug der nur gestrahlten Oberfläche deutlich. Die gestrahlte Oberfläche wurde ebenfalls eingeebnet, so dass ihre Morphologie sich deutlich von dem Ausgangszustand unterscheidet. Geätzte und gestrahl-geätzte Oberflächen erscheinen durch die Reinigung kaum verändert. Dagegen hat die strukturpolierte Oberfläche neben einer Einebnung eine Neustrukturierung durch feinere, kürzere Linien erfahren.

Die 3D-profilometrischen Auswertungen präsentierten gewisse Bearbeitungsspuren auf allen Oberflächen (Abb. 131–134). Beispielsweise ragen aus der strukturpolierten Oberfläche einzelne hohe Spitzen aus dem relativ gleichmäßigen linearen Oberflächenbild empor. Gewisse Veränderungen fallen auch bei den nur gestrahlten sowie gestrahl-geätzten Oberflächen auf indem Senken und Höhen reduziert sind. Die geätzte Oberfläche erscheint etwas eingeebnet. Die Beurteilbarkeit der geätzten, gestrahlten und gestrahl-geätzten Bilder ist von Artefakten gestört.

Insgesamt war die Reinigungsfähigkeit des Vector-Geräts nur auf der strukturpolierten Oberfläche zufriedenstellend. Auf den gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen hinterließ es Reste von Biofilm und Schleifmedium. Die Veränderung der strukturpolierten und gestrahlten Oberflächen durch die Bearbeitung war augenfällig, wenn sich auch die Rauigkeit nur wenig veränderte. Demzufolge ist das Beschädigungspotenzial der Methode bei nicht optimaler Reinigung mit dem Metallinstrument in Betracht zu ziehen.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit dem Vector- System (Vergrößerungsfaktor 200fach):



Abb. 123 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

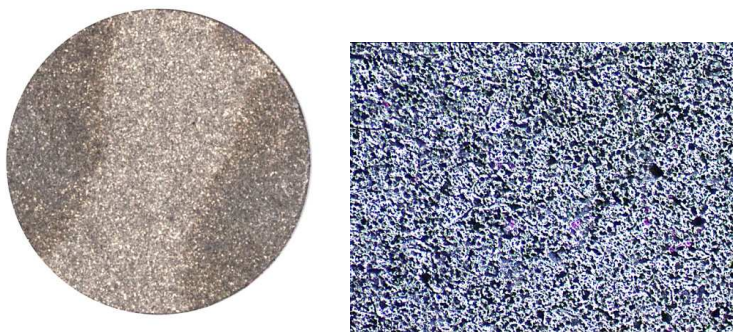


Abb. 124 a und b: Nur geätzte Oberfläche

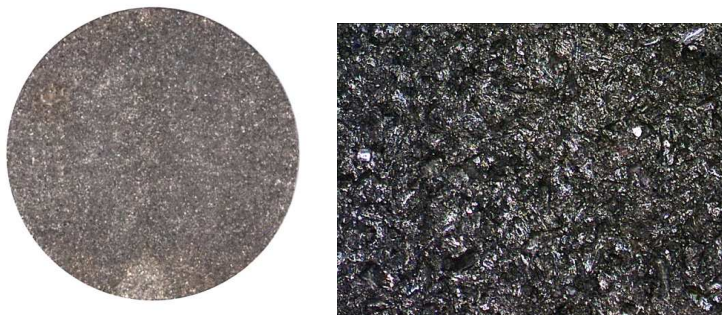


Abb. 125 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

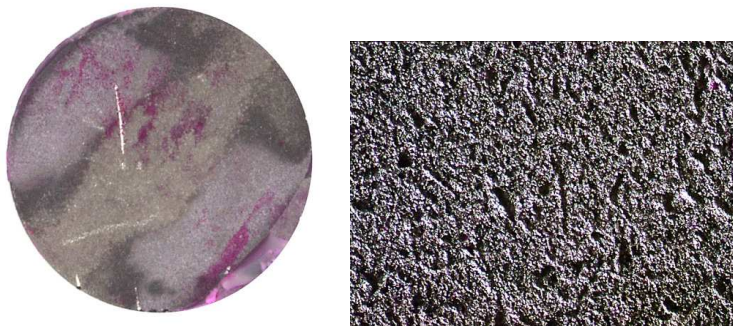
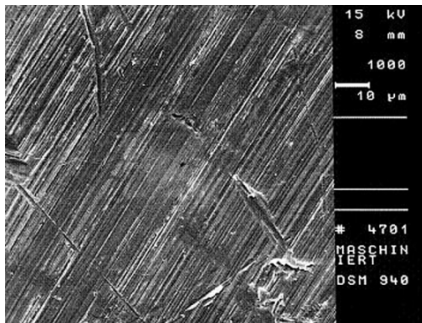


Abb. 126 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem Vector-System:

vorher:



nachher:

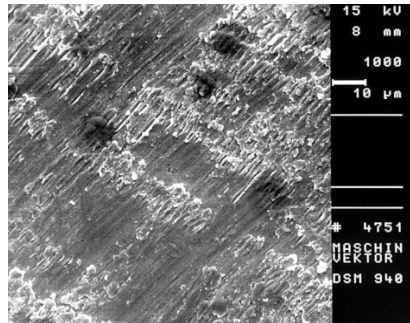


Abb. 127 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

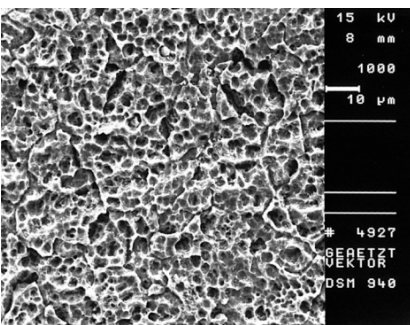
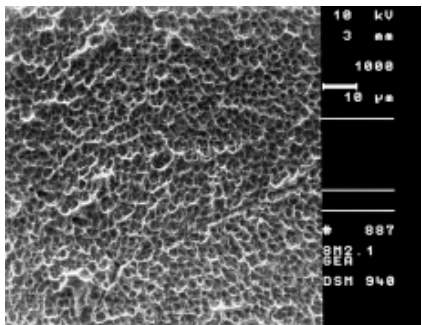


Abb. 128 a und b: Nur geätzte Oberfläche

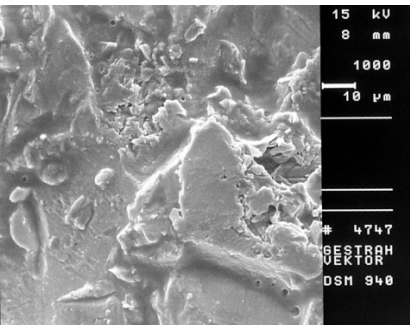
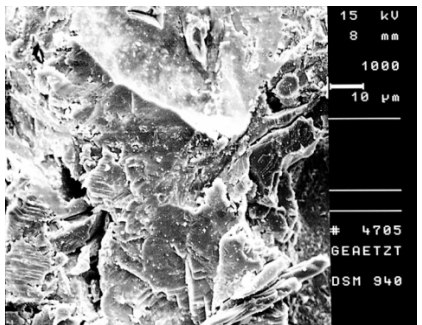


Abb. 129 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

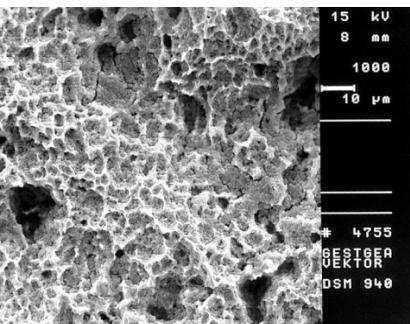
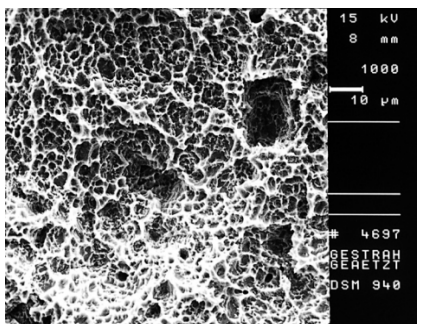


Abb. 130 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit dem Vector-System:

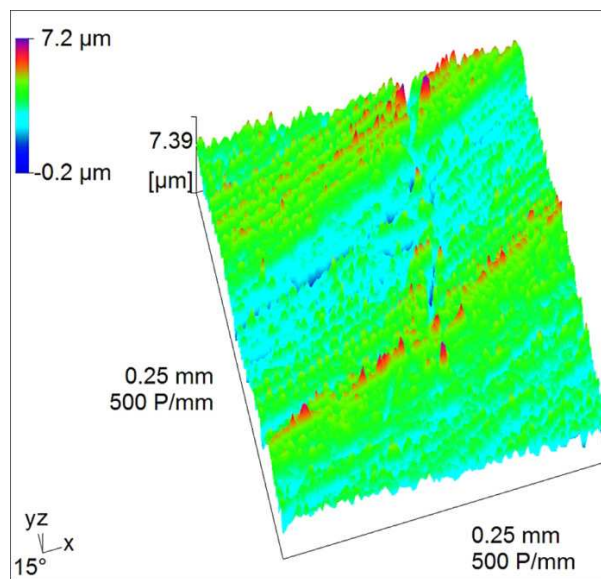


Abb. 131: Strukturpolierte Oberfläche

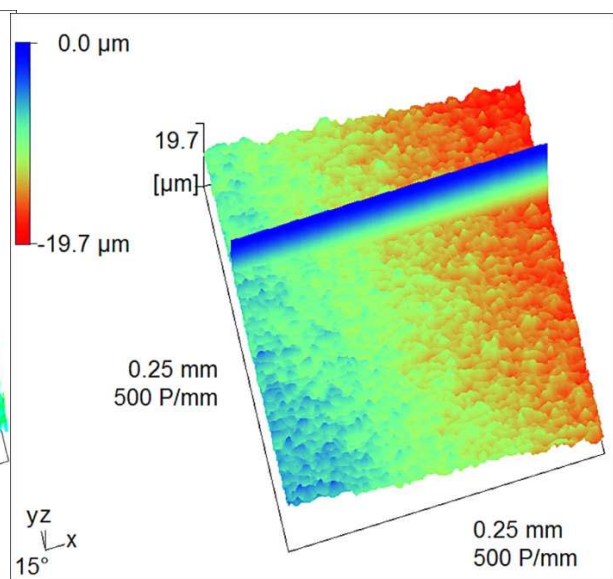


Abb. 132: Nur geätzte Oberfläche

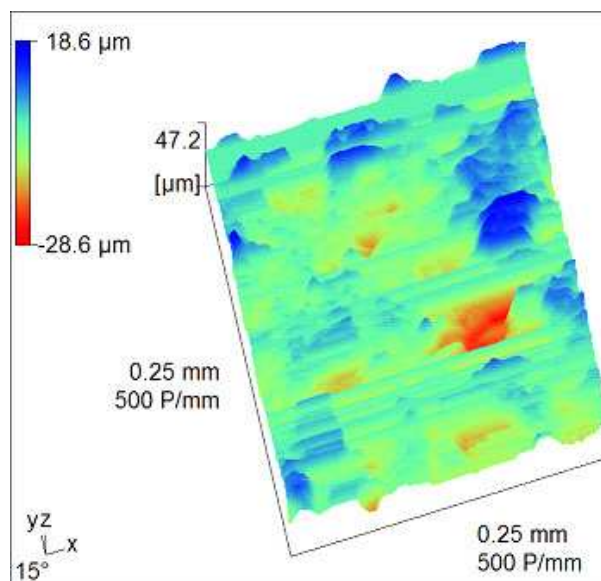


Abb. 133: Nur gestrahlte Oberfläche

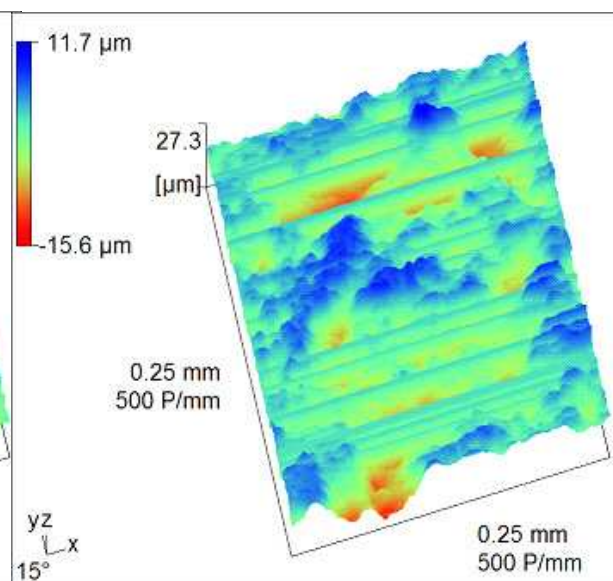


Abb. 134: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.2.11 Er:YAG-Laser:

Die Differenzen der verschiedenen Rauigkeitskenngrößen gegenüber ihrem Wert vor Bearbeitung auf den mit dem Er:YAG-Laser gereinigten Oberflächen sind in Abbildungen 135 und Tabelle 14 angegeben.

Die Rauigkeiten der strukturierten, gestrahlten und gestrahl-geätzten Oberflächen in den Kenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} wurden erhöht, besonders für R_{MAX} und die gestrahlte Oberfläche. Dagegen reduzierte sich die Rauigkeit der geätzten Oberfläche ebenfalls bei den drei Kenngrößen. Die Welligkeit blieb insgesamt unverändert.

Die Rauigkeitsveränderungen unterschieden sich zwischen den Oberflächen bezüglich der Kenngröße R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} nicht signifikant ($p > 0,05$). Allerdings veränderte sich die Welligkeit L_R signifikant zwischen strukturpolierter und geätzter sowie gestrahlter Oberflächen ($p < 0,01$), sowie niedrig signifikant zwischen strukturpolierter und gestrahl-geätzter Oberfläche ($p < 0,05$).

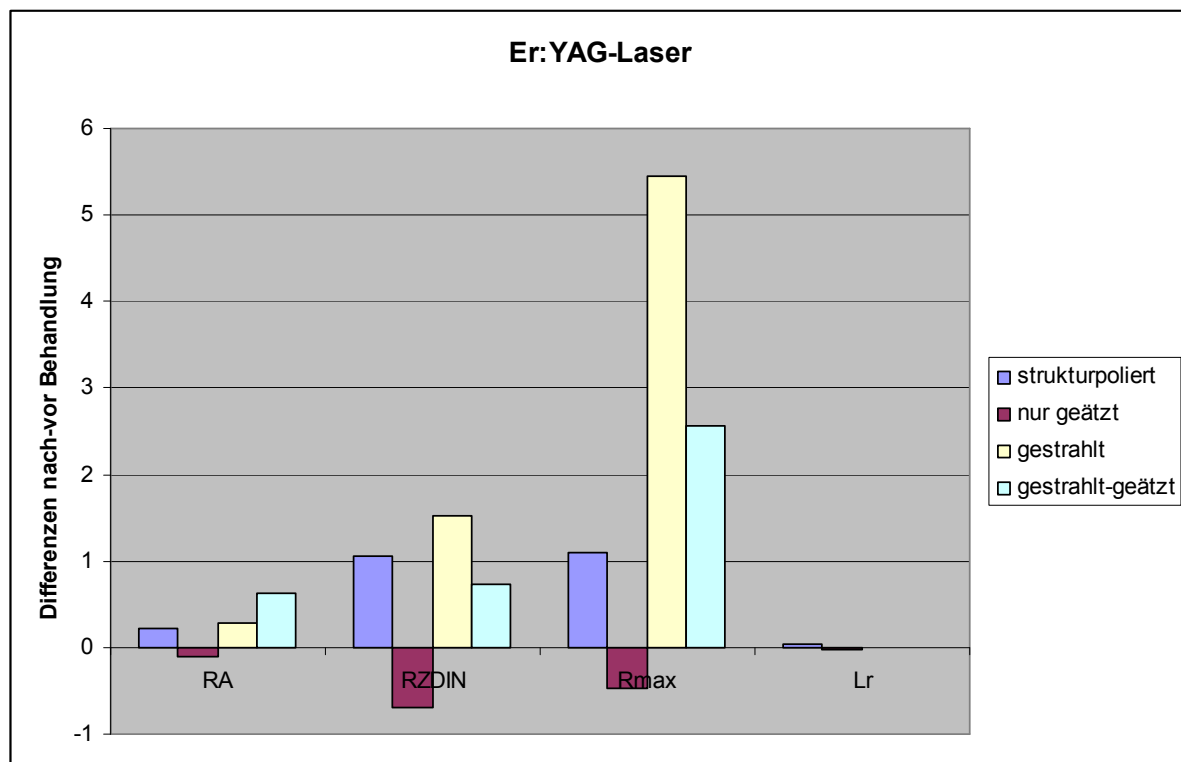


Abb. 135: Differenzen der Rauigkeitskenngrößen der einzelnen Oberflächen nach Reinigung mit dem Er:YAG-Laser gegenüber vor der Behandlung in μm

Er:YAG-Laser	R _A	R _A	R _{ZDIN}	R _{ZDIN}	R _{MAX}	R _{MAX}	L _R	L _R
	Mittelwert	Standartabw.	Mittelwert	Standartabw.	Mittelwert	Standartabw.	Mittelwert	Standartabw.
Strukturpoliert	0,22	0,15	1,05	0,73	1,09	1,03	0,03	0,03
Nur geätzt	-0,11	0,08	-0,69	0,26	-0,48	0,37	-0,03	0,01
Nur gestrahlt	0,29	0,88	1,52	2,65	5,45	5,9	-0,01	0,02
Gestrahlt-geätzt	0,63	0,8	0,72	2,96	2,57	4,24	0	0,02

Tab. 14: Änderungen der Oberflächenrauigkeit durch das Er: YAG-Laser in µm

Bei den mit dem Er:YAG-Laser gereinigten Implantatoberflächen wurden nach lichtmikroskopischer Analyse folgende Scores für Reinigung und Beschädigung vergeben:

Beschädigungs-Score

- strukturpoliert 2
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 2

Reinigungs-Score

- strukturpoliert 1
- nur geätzt 2
- nur gestrahlt 2
- gestrahlt-geätzt 2

Die Er:YAG-Laser konnte drei von vier Oberflächen nicht erfolgreich reinigen: Nur die strukturpolierte Oberfläche erhielt einen niedrigen Reinigungs-Score, geätzte, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen wiesen einen mittleren Score auf. Bei der Bearbeitung wurden alle vier Titanoberflächen durch deutliche Beschädigungen verändert und zeigten alle einen mittleren Reinigungs-Score.

Die mikroskopische und lichtmikroskopische Betrachtung der Implantatoberflächen nach der Reinigung mit dem Er:YAG-Laser ist für die verschiedenen Oberflächen in den Abbildungen 136 bis 139 gezeigt.

Die Reinigung durch den Er:YAG-Laser war auf allen Oberflächen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch nicht vollständig. Bearbeitungsspuren wurden auf allen Oberflächenarten festgestellt. Dies äußerte sich außer in Strukturänderungen der Oberflächen in tiefen, makroskopisch sichtbaren Kratzern. Die Arbeitsweise des Instruments war auf allen vier Oberflächen nachvollziehbar.

Mikroskopische und lichtmikroskopische Darstellung der Implantatoberfläche nach Reinigung mit dem Er:YAG-Laser (Vergrößerungsfaktor 200fach):

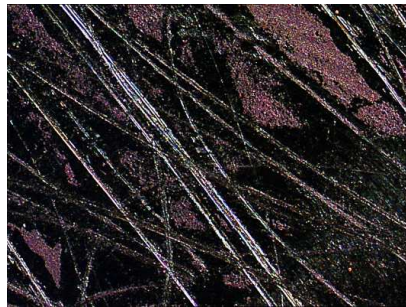
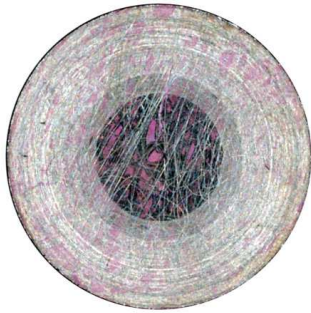


Abb. 136 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

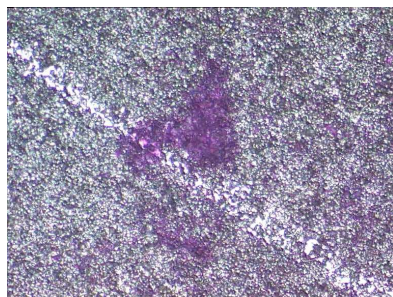


Abb. 137 a und b: Nur geätzte Oberfläche

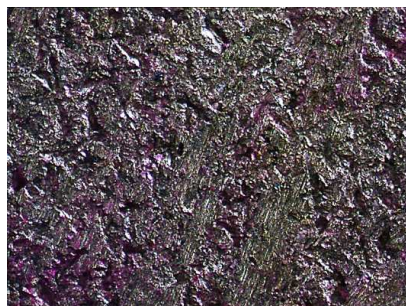


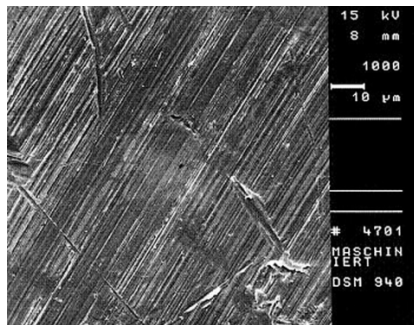
Abb. 138 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche



Abb. 139 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

REM-Analyse der Implantatoberflächen nach Reinigung mit dem Er:YAG-Laser:

vorher:



nachher:

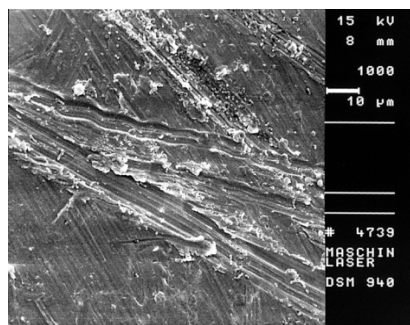


Abb. 140 a und b: Strukturpolierte Oberfläche

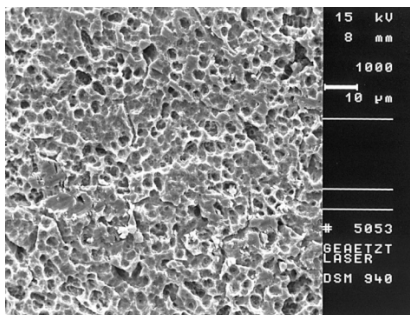
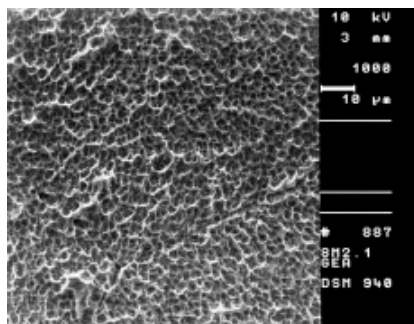


Abb. 141 a und b: Nur geätzte Oberfläche

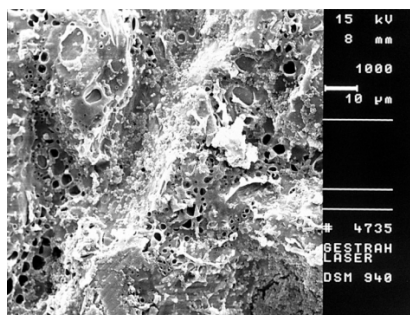
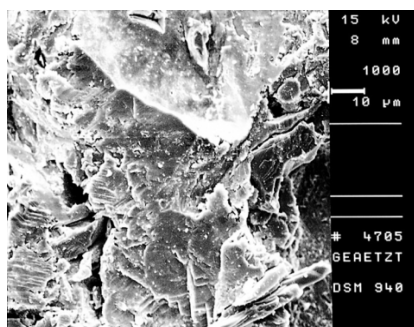


Abb. 142 a und b: Nur gestrahlte Oberfläche

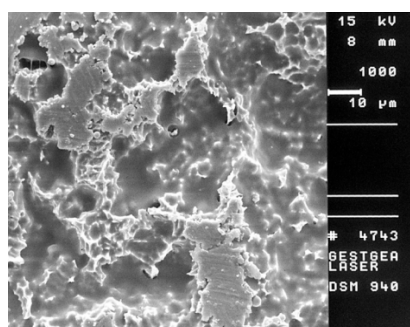
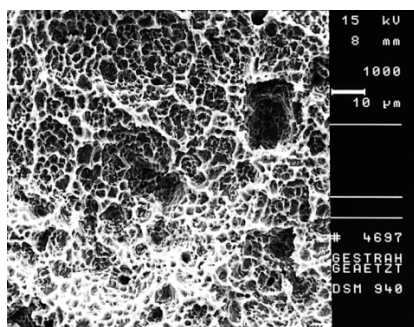


Abb. 143 a und b: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

Alle vier untersuchten Implantatoberflächen wiesen im REM (Abb.140–143) bakterielle Reste des bakteriellen Biofilms auf den Titanoberflächen auf. Gleichzeitig wurde auf allen Oberflächen die typische Strukturierung verändert. Die gestrahlte Oberfläche war derart von einem Biofilm überdeckt, dass ihre typische Strukturierung nicht zu erkennen war. Geätzte und gestrahlt-geätzte Oberflächen waren in den Spitzen ihrer Struktur abgetragen. Die strukturpolierte Oberfläche war von tiefen Kratzern beschädigt.

Die 3D-profilometrischen Auswertungen nach Reinigung mit dem Er:YAG-Laser (Abb.144–147) präsentierten sowohl deutliche Bearbeitungsspuren und Strukturveränderungen, als auch Artefakte. Die Artefakte verhinderten eine genaue Bildinterpretation. Die strukturpolierte Oberfläche hat ihre linienförmige Struktur völlig behalten, die aber teilweise vertieft oder von Kratzern unterbrochen ist. Die geätzte Oberfläche hat ihre zipfelige Struktur verloren, wurde eingeebnet bzw. mit Senken und Höhen neu strukturiert. Gestrahlt und gestrahlt-geätzte Oberflächen erscheinen bereichsweise abgetragen und eingeebnet, während die Einsenkungen geblieben sind. Der Laser führte zu markanten Beschädigungen der Implantatoberfläche in Form von Kratzern auf der strukturpolierten Oberfläche und Anrauungen auf den gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen. Die Rauigkeit der geätzten Oberfläche wurde reduziert. Gleichzeitig zu diesem hohen Beschädigungspotenzial blieb die Reinigungsleistung mäßig.

3D-Profilometrie zur Analyse der Implantatoberflächenstrukturen nach Reinigung mit dem Er:YAG-Laser:

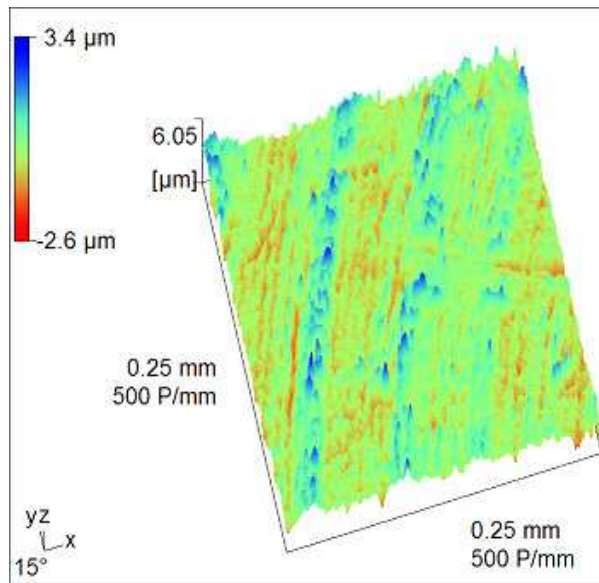


Abb. 144: Strukturpolierte Oberfläche

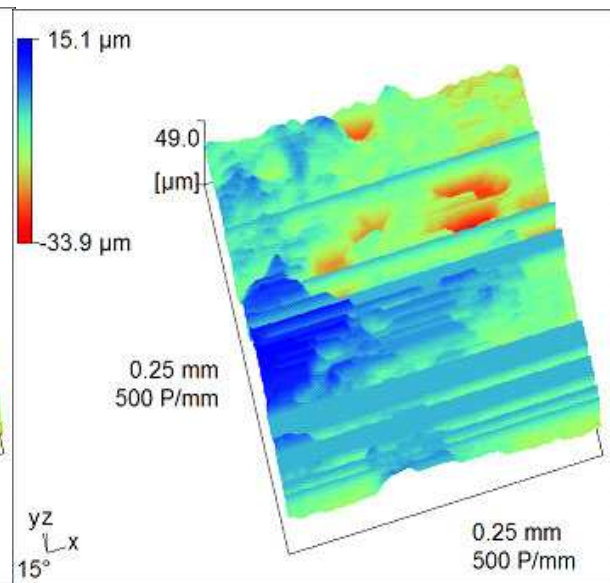


Abb. 145: Nur geätzte Oberfläche

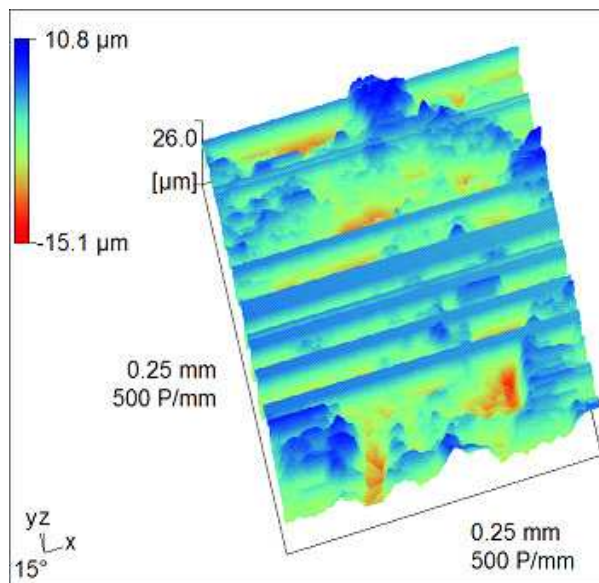


Abb. 146: Nur gestrahlte Oberfläche

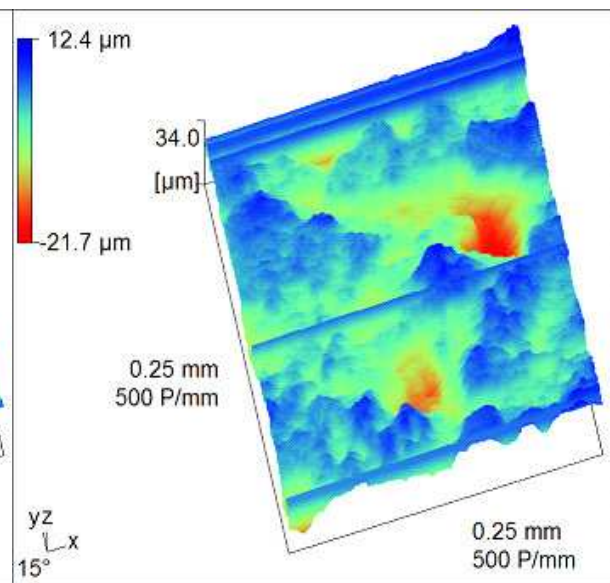


Abb. 147: Gestrahlt-geätzte Oberfläche

5.3 Strukturveränderungen der Titanoberflächen

5.3.1 Strukturveränderungen der strukturierten Oberflächen

Auf den strukturierten Oberflächen führten alle zehn Reinigungsmethoden durchschnittlich zu einer Erhöhung der Rauigkeitskenngrößen bzw. zu keiner Veränderung. Keine Methode reduzierte die Rauigkeit. Die Differenzen gegenüber der Rauigkeit vor Reinigung waren mit keiner Methode und für keine Kenngröße signifikant ($p > 0,05$).

Die Rauigkeiten der strukturierten Oberfläche betrugen für R_A durchschnittlich $0,4\mu\text{m}$ vor der Reinigung und erhöhten sich durch Bearbeitung mit ProphyMax, Vector und Laser auf maximal ca. $0,7\mu\text{m}$. Für R_A blieb die Rauigkeit mit Karbon-Kürette, PI-Instrument und Airflow gegenüber ihrem Ausgangswert unverändert. Die Differenzen zwischen PI-Instrument und Airflow gegenüber ProphyMax waren niedrig signifikant ($p < 0,05$). Die übrigen sieben Reinigungsmethoden zeigten keine signifikanten Unterschiede (Abb. 148).

Die Rauigkeit R_{ZDIN} betrug vor Bearbeitung durchschnittlich $2,6\mu\text{m}$ und stieg für PEEK- und PI-Instrument, ProphyMax, Vector und Laser auf durchschnittlich $4\mu\text{m}$ (Abb. 149).

Bei R_{ZDIN} lagen nur Karbon-Kürette und Airflow auf dem Level der Ausgangsrauigkeit und alle übrigen Methoden führten zu tendenziell höheren Rauigkeiten. Die Differenzen waren jedoch nur zwischen dem PEEK-Instrument sowie dem Laser gegenüber Airflow niedrig signifikant ($p < 0,05$).

Für R_{MAX} betrug die durchschnittliche Rauigkeit vor Bearbeitung ca. $3,3\mu\text{m}$ und die höchsten Werte nach Reinigung mit Gummipolierer, ProphyMax, Vector und Laser erhöhten sich auf durchschnittlich $5\mu\text{m}$ (Abb. 150). Bezüglich R_{MAX} zeigten nur die Karbon-Kürette und Airflow keine Veränderung der Rauigkeit gegenüber dem Ausgangswert. Alle übrigen acht Reinigungsmethoden führten zu einer höheren Rauigkeit, die sich nicht signifikant vom Ausgangswert bzw. allen Testgruppen unterschied ($p > 0,05$).

Die Welligkeit L_r zeigte einen durchschnittlichen Ausgangswert von $1,03\mu\text{m}$ und stieg für ProphyMax und Laser auf $1,07\mu\text{m}$ an (Abb. 151). Die Welligkeit L_r variierte für ProphyMax, Vector und Laser am stärksten gegenüber dem Ausgangswert, während sie für Karbon-Kürette und Airflow unverändert blieb. Die Welligkeit war für die PI-

Spitze, ProphyMax und dem Laser signifikant ($p < 0,01$) und für die schallgetriebene Bürste niedrig signifikant ($p < 0,05$) gegenüber Airflow erhöht.

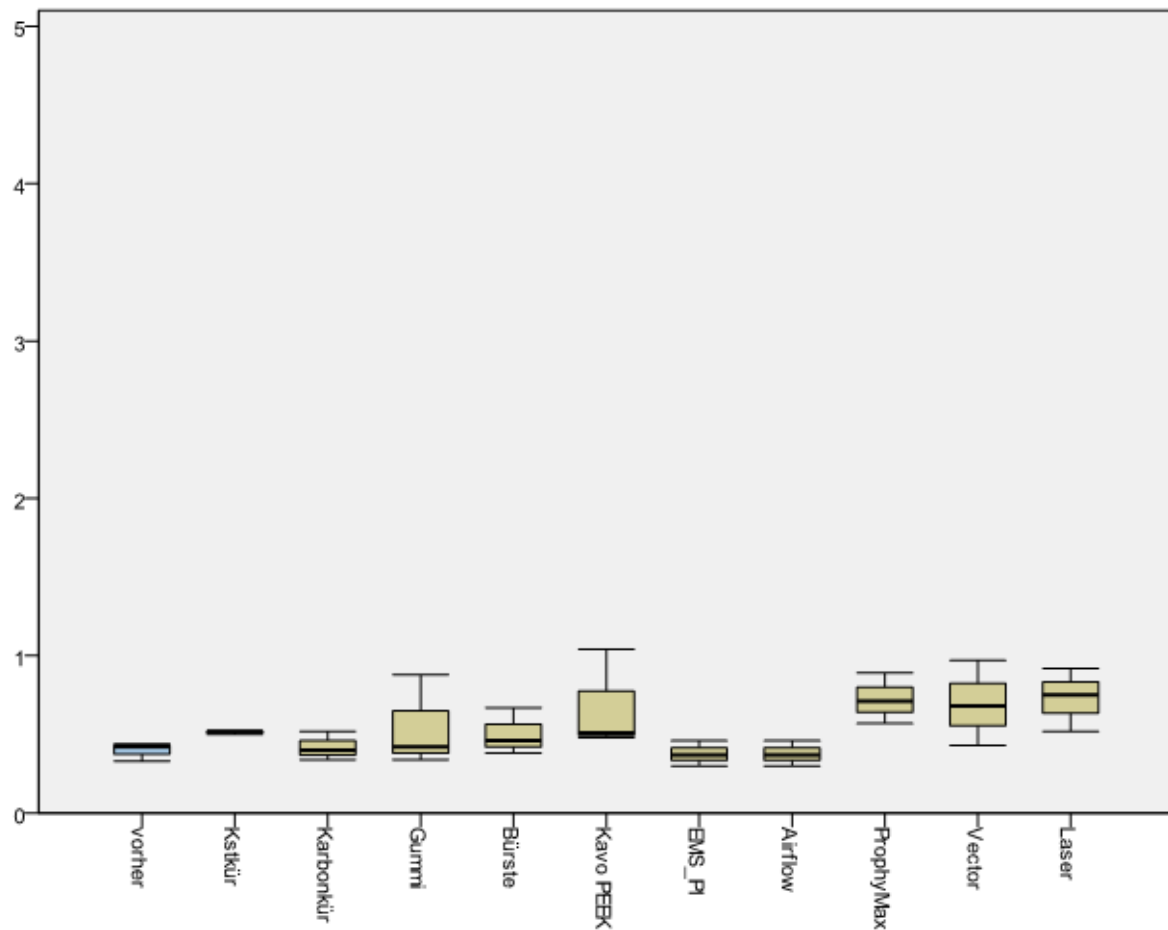


Abb. 148: R_A der strukturpolierten Oberfläche nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

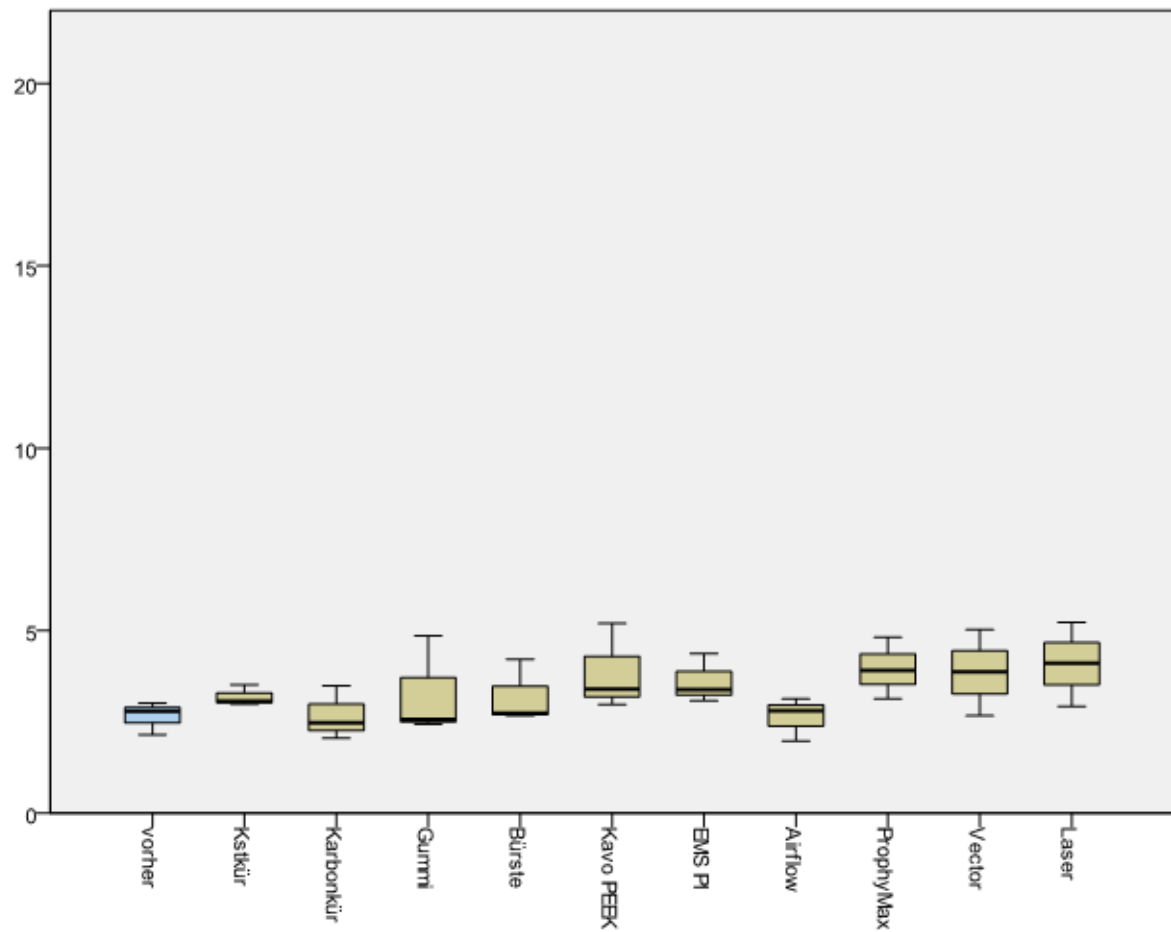


Abb. 149: R_{ZDIN} der strukturierten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

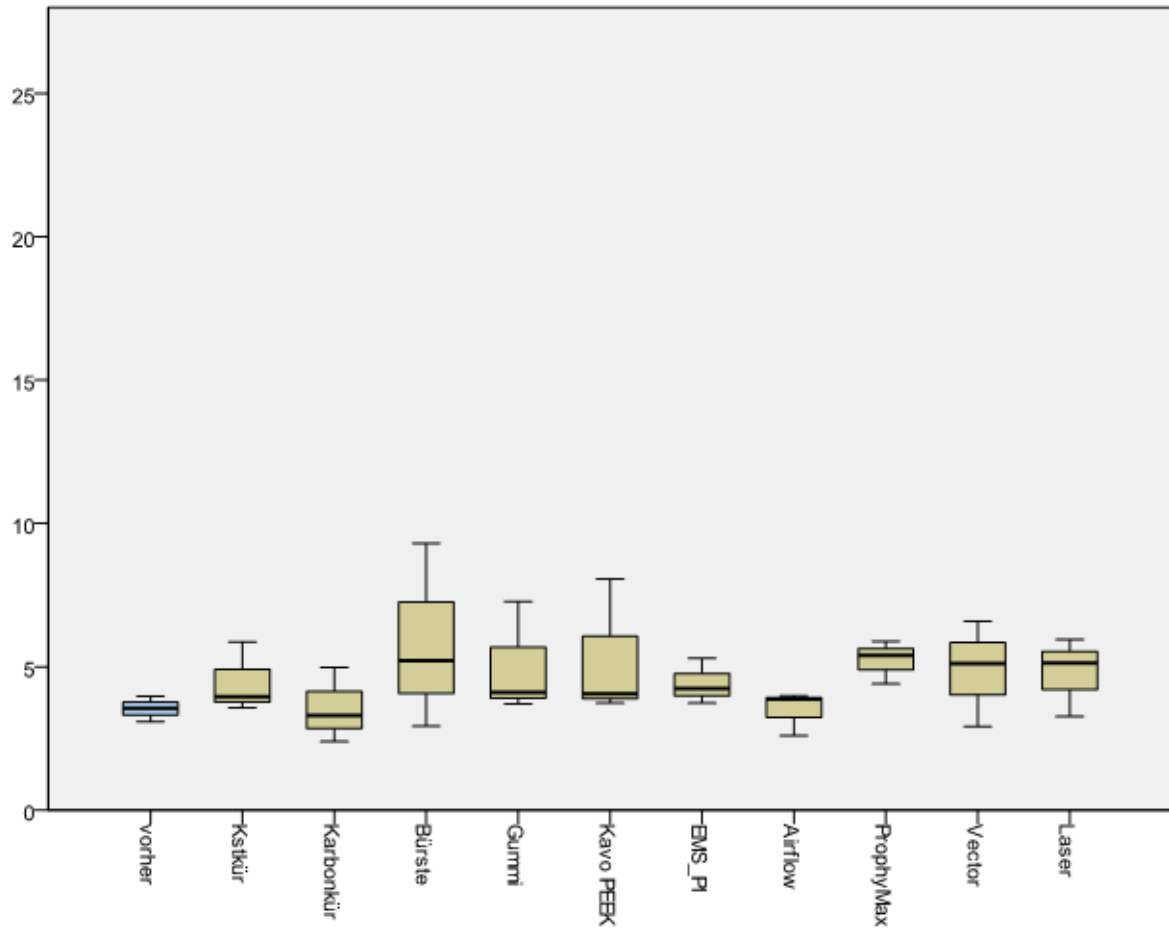


Abb. 150: R_{MAX} der strukturierten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

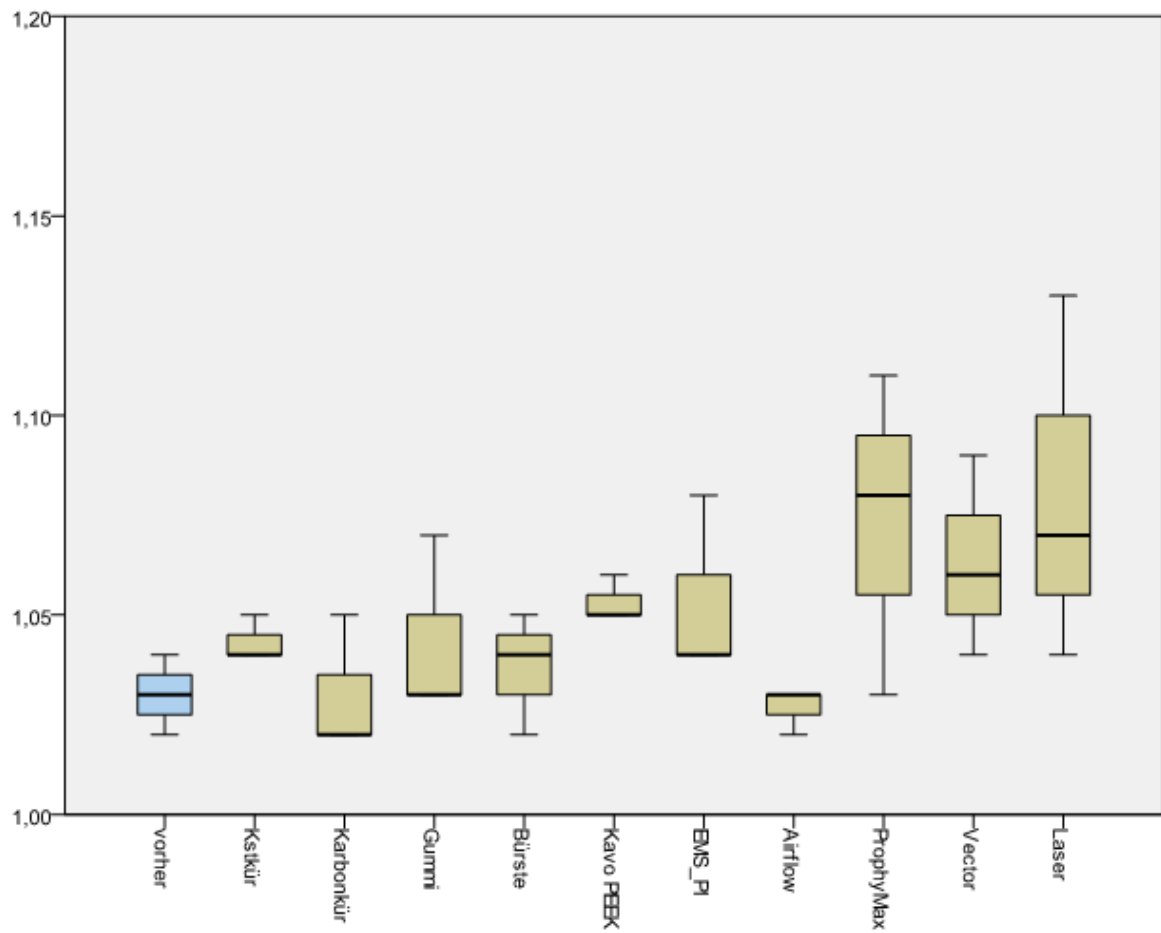


Abb. 151: L_r der strukturpolierten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

5.3.2 Strukturveränderungen der nur geätzten Oberflächen

Die Rauigkeiten aller drei Kenngrößen R_A , R_{ZDIN} , R_{MAX} der geätzten Oberfläche wurden durch die zehn Reinigungsmethoden tendenziell erhöht. Dies war aber weder im Vergleich zwischen dem Rauigkeitswert vor Reinigung gegenüber den einzelnen Ergebnissen nach Reinigung noch im Vergleich zwischen den verschiedenen Reinigungsmethoden signifikant ($p > 0,05$). Die Effekte der Reinigung auf die Welligkeit differierten dagegen zwischen den verschiedenen Methoden bzw. dem Ausgangswert und wiesen Signifikanzen auf.

Die Rauigkeit R_A der nur geätzten Oberfläche betrug durchschnittlich $0,6\mu\text{m}$ vor Bearbeitung und erhöhte sich durch die Prophylaxebürste auf ca. $0,8\mu\text{m}$ bzw. reduzierte sich durch den Laser auf ca. $0,5\mu\text{m}$. Kunststoff- und Karbon-Küretten sowie Vector zeigten einen tendenziell reduzierenden Effekt. Dagegen erhöhten Gummipolierer, schallgetriebene Bürste und PEEK-Instrument die Rauigkeit. Mit PI-Instrument, Airflow, ProphyMax und Vector blieb R_A gegenüber dem Ausgangswert unverändert (Abb. 152).

Die Rauigkeit R_{ZDIN} der geätzten Oberfläche wurde von einem durchschnittlichen Ausgangswert von $2\mu\text{m}$ mit allen Reinigungsmethoden tendenziell erhöht, am meisten mit der schallgetriebenen Bürste und dem PEEK-Instrument auf ca. $3,5\mu\text{m}$. Mit der Karbon-Kürette und dem Laser blieb R_{ZDIN} unverändert gegenüber dem Ausgangswert (Abb. 153).

R_{MAX} der geätzten Oberfläche betrug vor Bearbeitung durchschnittlich $3\mu\text{m}$ und erhöhte sich mittels Gummipolierer und schallgetriebener Bürste auf ca. $4,2\mu\text{m}$ bzw. reduzierte sich durch Vector und Laser auf ca. $2,5\mu\text{m}$. Mit den meisten Reinigungsmethoden blieb die Rauigkeit R_{MAX} gegenüber dem Ausgangswert unverändert: Kunststoff- und Karbon-Küretten, PEEK-Instrument, Airflow und ProphyMax (Abb. 154).

Die Welligkeit L_r betrug für die geätzte Oberfläche durchschnittlich $1,05\mu\text{m}$ vor Bearbeitung. Durch die Reinigung stieg der Wert auf $1,07\mu\text{m}$ mit dem Gummipolierer und reduzierte sich am meisten mit dem Laser auf $1,03\mu\text{m}$. Die Welligkeit wurde nur mit dem Gummipolierer erhöht. Mit der schallgetriebenen Bürste, dem PEEK- und PI-Instrumenten blieb sie gegenüber dem Ausgangswert unverändert. Kunststoff- und Karbon-Kürette, Airflow, ProphyMax, Vector und Er:Yag-Laser reduzierten die Welligkeit. Diese Reduktion war niedrig signifikant ($p < 0,05$) zwischen Ausgangswert

und Laser. Die Differenzen zwischen Gummipolierer und Vector waren niedrig signifikant ($p < 0,05$) im Vergleich zwischen Gummipolierer und Kunststoff- sowie Karbon-Küretten (Abb. 155).

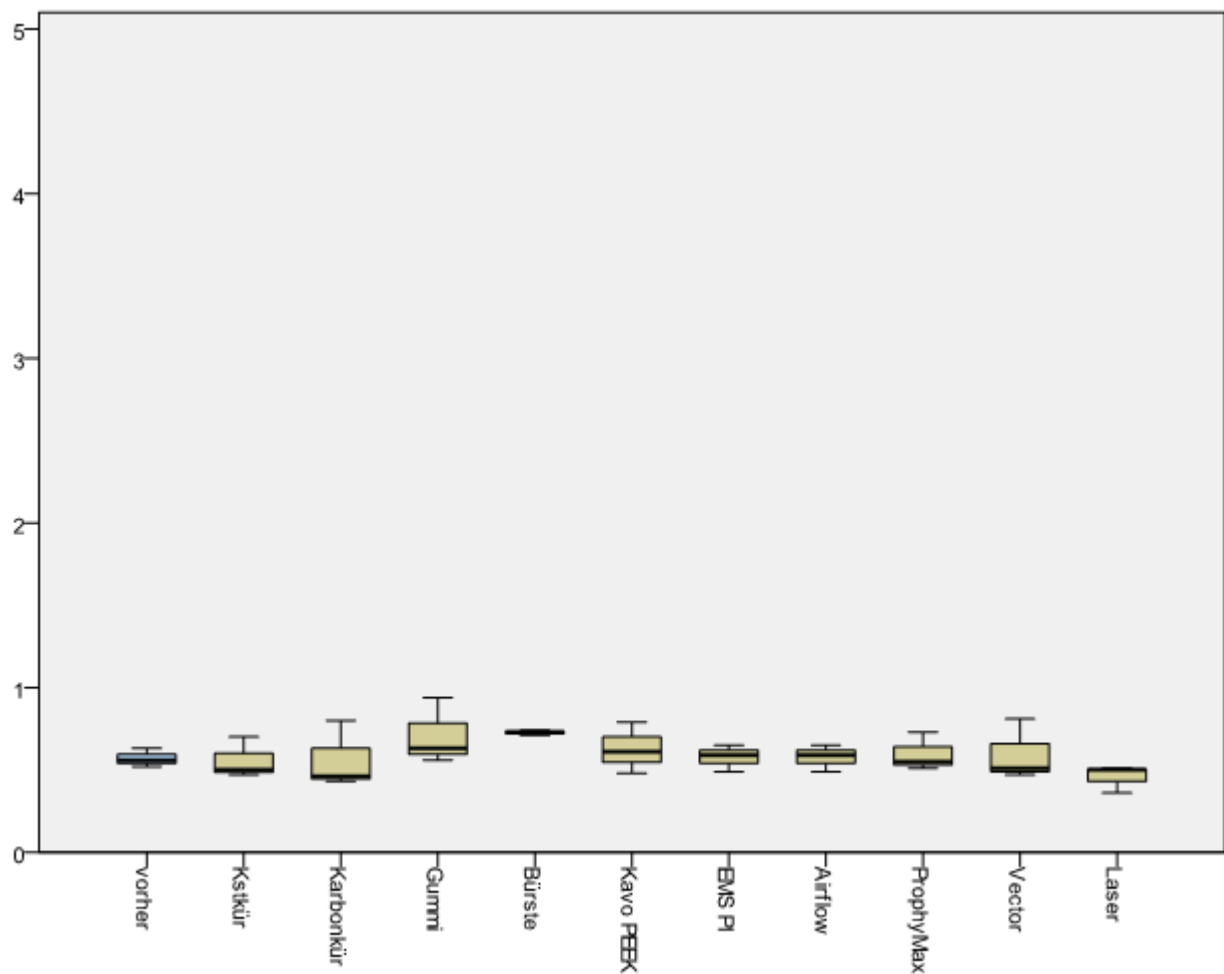


Abb. 152: R_a der geätzten Oberfläche nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

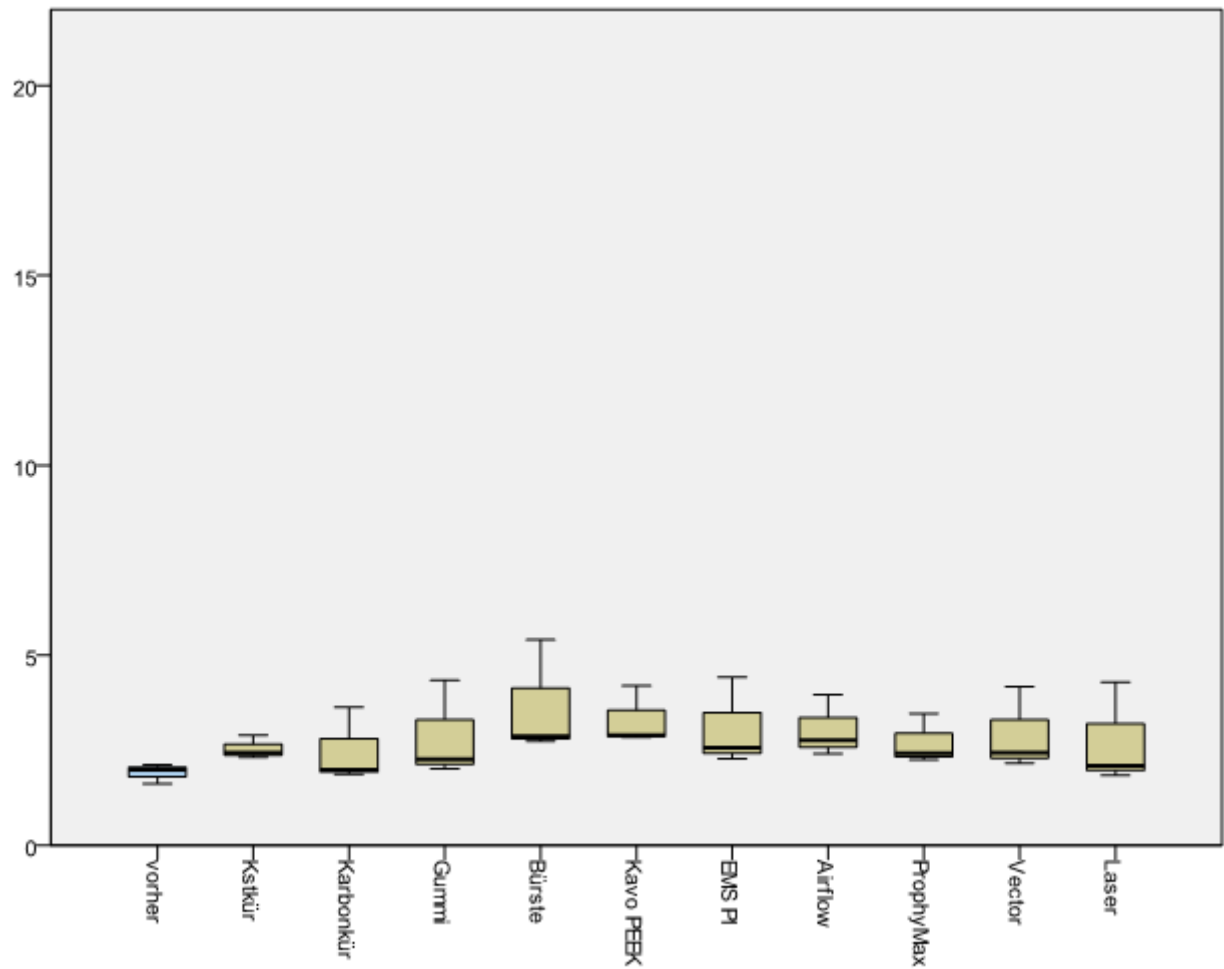


Abb. 153: R_{ZDIN} der geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

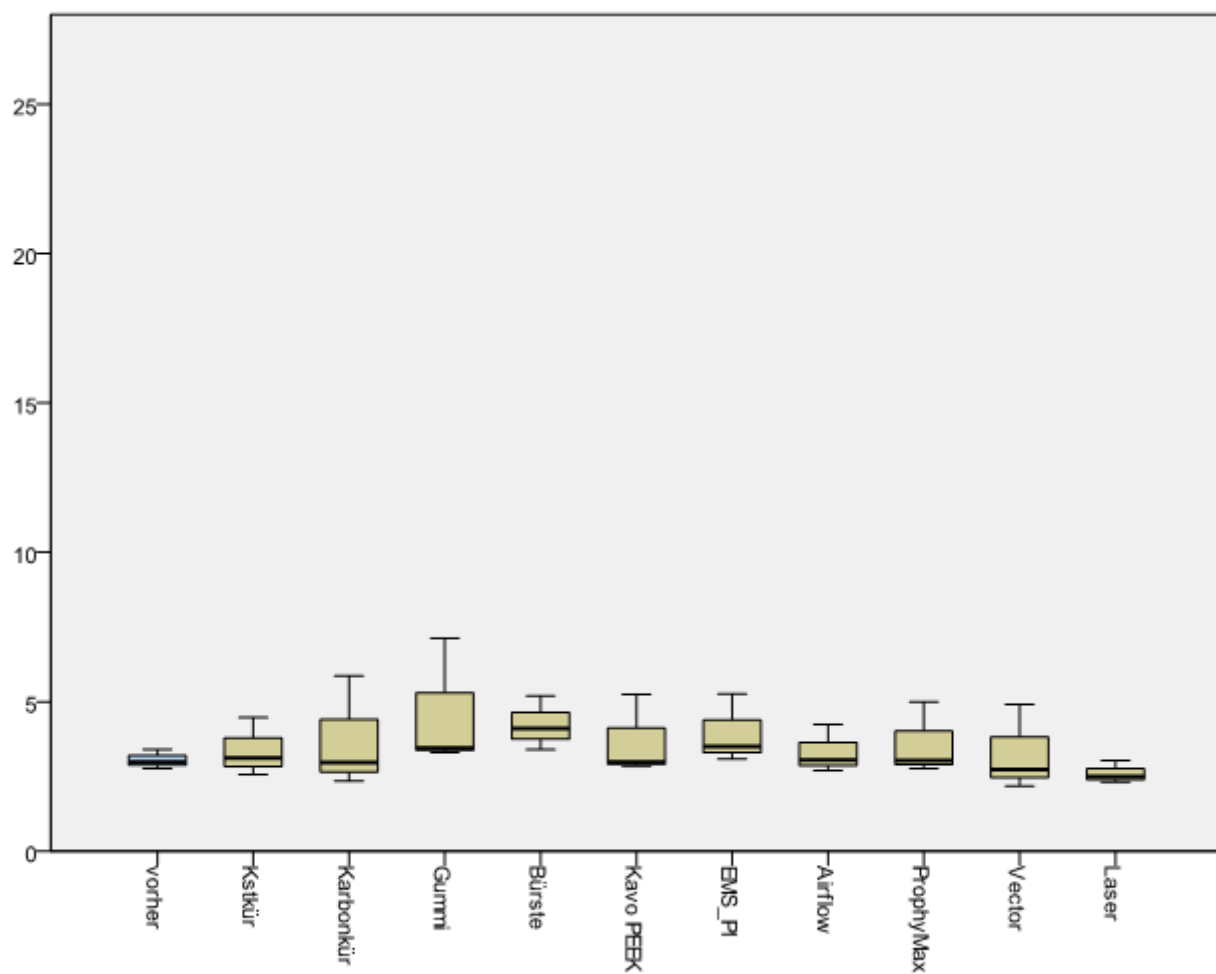


Abb. 154: R_{MAX} der geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

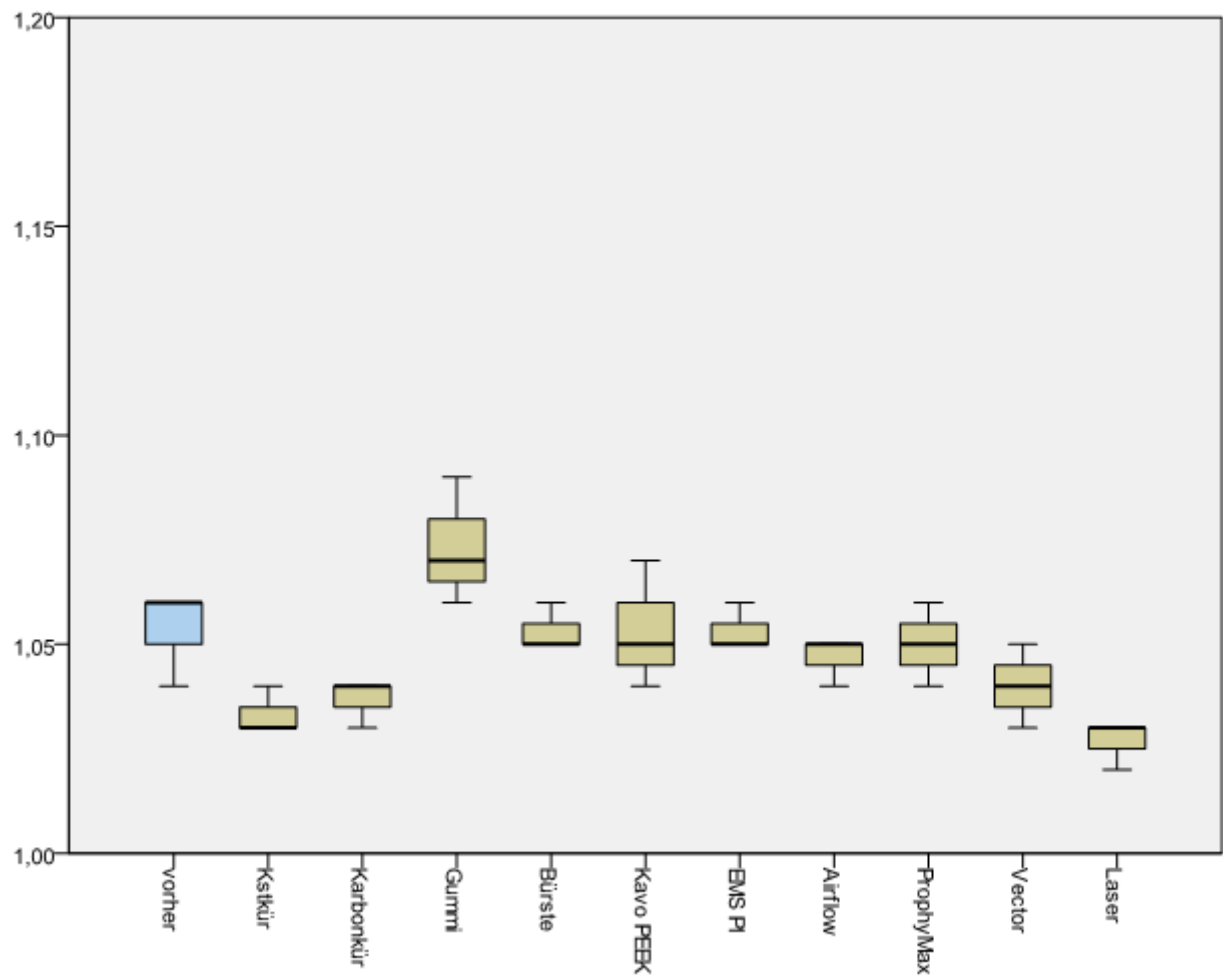


Abb. 155: L_r der geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

5.3.3 Strukturveränderungen der nur gestrahlten Oberflächen

Durch die Reinigung mit drei Methoden: Karbon-Kürette, schallgetriebener Bürste und ProphyMax wurden die Rauigkeiten der gestrahlten Oberfläche bei allen drei Rauigkeitskenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} gegenüber dem Ausgangswert reduziert, wobei dieser Unterschied jeweils nicht signifikant war ($p > 0,05$). Mit den übrigen sieben Methoden wurden die Rauigkeiten der gestrahlten Oberfläche teilweise deutlich erhöht oder blieben gegenüber dem Ausgangswert unverändert. Die Unterschiede waren weder gegenüber dem Ausgangswert noch zwischen den Testgruppen für keine der drei Rauigkeitskenngrößen signifikant ($p > 0,05$). Dagegen verhielt sich die Welligkeit teilweise signifikant zwischen den Testgruppen, wobei sie am stärksten mit der Kunststoff-Kürette und dem ProphyMax reduziert wurde.

Die gestrahlte Oberfläche besaß vor der Reinigung mit durchschnittlich R_A von $2,6\mu\text{m}$ die höchste Rauigkeit der vier getesteten Oberflächen.

Die Rauigkeit R_A wurde auf gestrahlter Oberfläche mit dem Laser auf durchschnittlich $4\mu\text{m}$ erhöht und mit Karbon-Kürette, schallgetriebener Bürste und ProphyMax auf ca. $2,4\mu\text{m}$ reduziert. Kunststoff-Kürette, Gummipolierer, PEEK- und PI-Instrument, Airflow und Vector erhöhten die Rauigkeit (Abb. 156).

Der Durchschnittswert für R_{ZDIN} lag vor der Reinigung bei $12\mu\text{m}$ (Abb. 157). Durch die Reinigung erhöhte sich den Wert für den Laser auf durchschnittlich $15,5\mu\text{m}$ und für Gummipolierer sowie Vector auf $14\mu\text{m}$. Mit der Karbon-Kürette und dem ProphyMax wurde R_{ZDIN} am stärksten auf $10\mu\text{m}$ reduziert.

Für R_{MAX} lag der durchschnittliche Wert vor Bearbeitung bei $12\mu\text{m}$. Dieser erhöhte sich auf maximal ca. $16\mu\text{m}$ mit dem Laser und reduzierte sich am stärksten mit der Karbon-Kürette auf ca. $10\mu\text{m}$. Die Reinigung mit der schallgetriebenen Bürste, dem PEEK- und PI-Instrumenten sowie ProphyMax veränderte den R_{MAX} -Wert gegenüber vor der Reinigung nicht (Abb. 158).

Die Welligkeit L_r betrug vor der Reinigung der gestrahlten Oberflächen durchschnittlich $1,10\mu\text{m}$. Sie wurde durch das PI-Instrument und den Vector auf ca. $1,13\mu\text{m}$ und durch Airflow und Laser auf ca. $1,12\mu\text{m}$ erhöht und durch Kunststoff-Kürette und ProphyMax auf ca. $1,07\mu\text{m}$ reduziert. Karbon-Kürette, schallgetriebene Bürste und PEEK-Instrument reduzierten die Welligkeit ebenfalls. Die Reduktion der Welligkeit durch die Kunststoff-Kürette gegenüber schallgetriebener Bürste, PI-Instrument und Airflow war signifikant ($p < 0,01$). Die Differenzen der Welligkeit

zwischen Karbon-Kürette und Prophylaxebürste sowie zwischen Kunststoff-Kürette und ProphyMax waren niedrig signifikant ($p < 0,05$). Alle Reinigungsmethoden veränderten die Welligkeit nicht signifikant gegenüber dem Ausgangswert ($p > 0,05$) (Abb. 159).

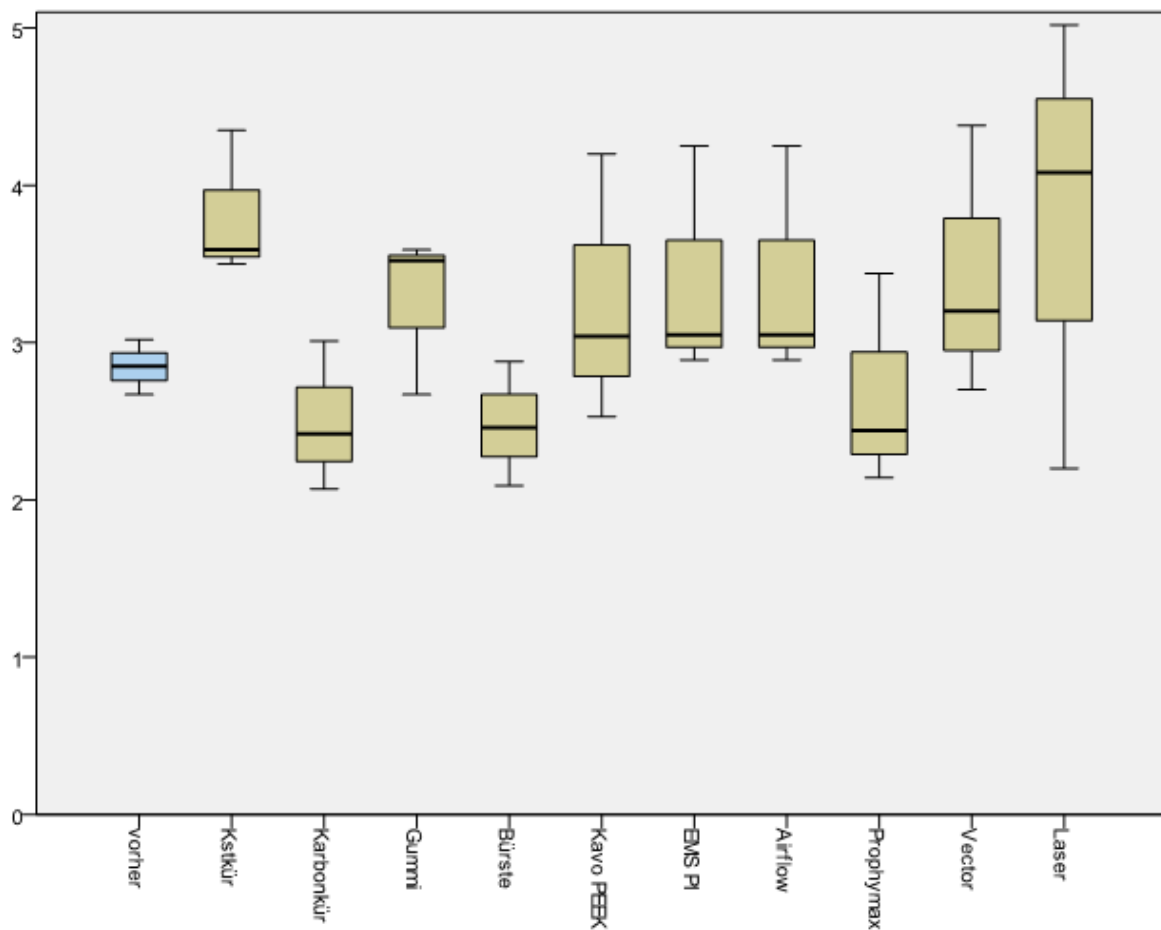


Abb. 156: R_a der gestrahlten Oberfläche nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

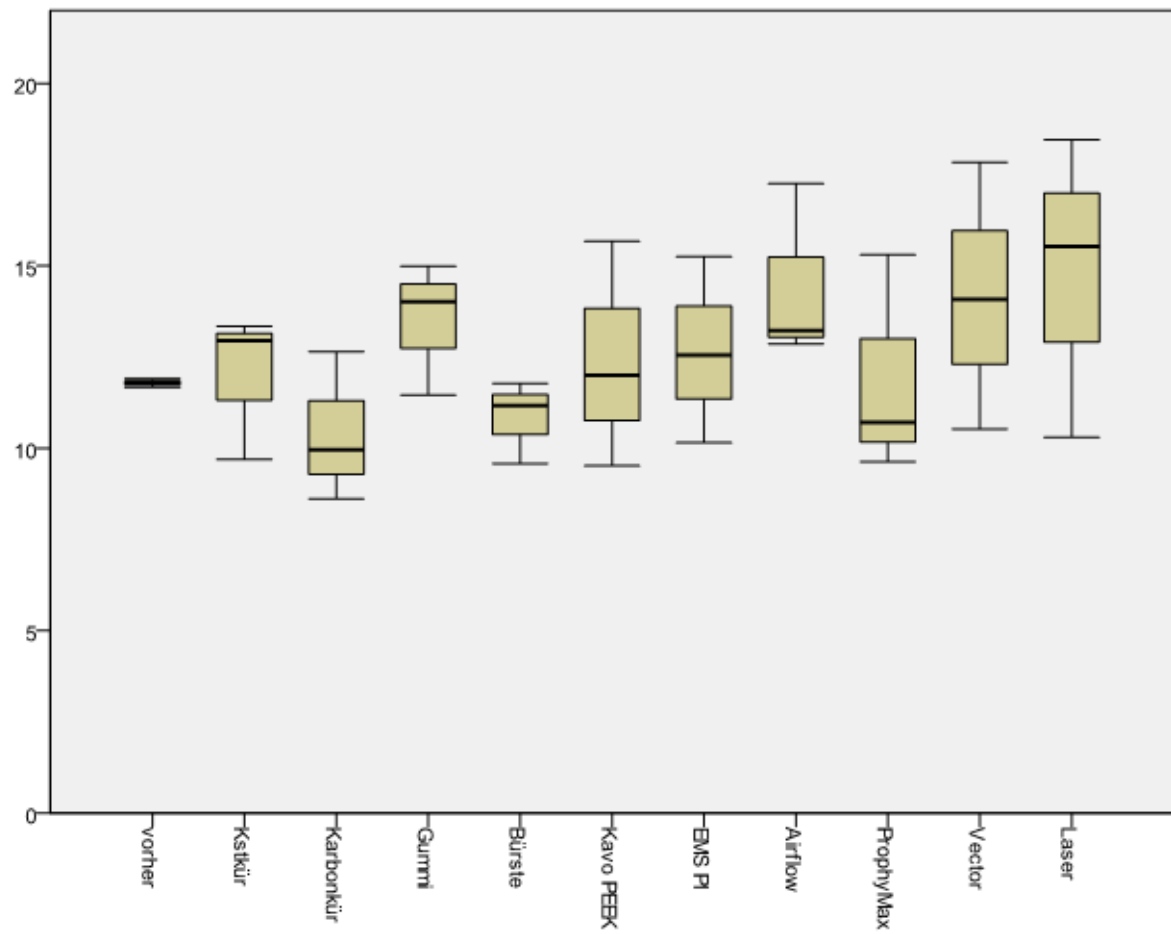


Abb. 157: R_{ZDIN} der gestrahlten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

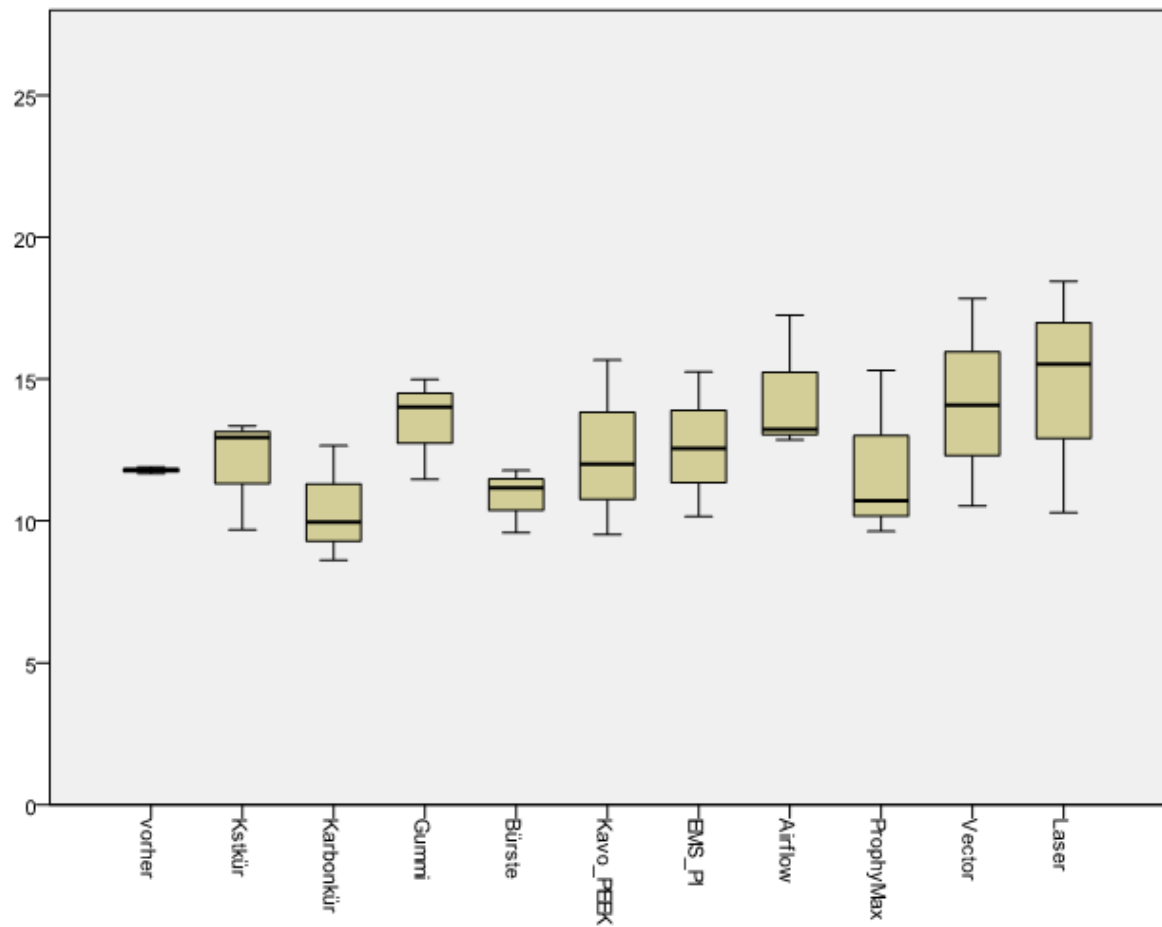


Abb. 158: R_{MAX} der gestrahlten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

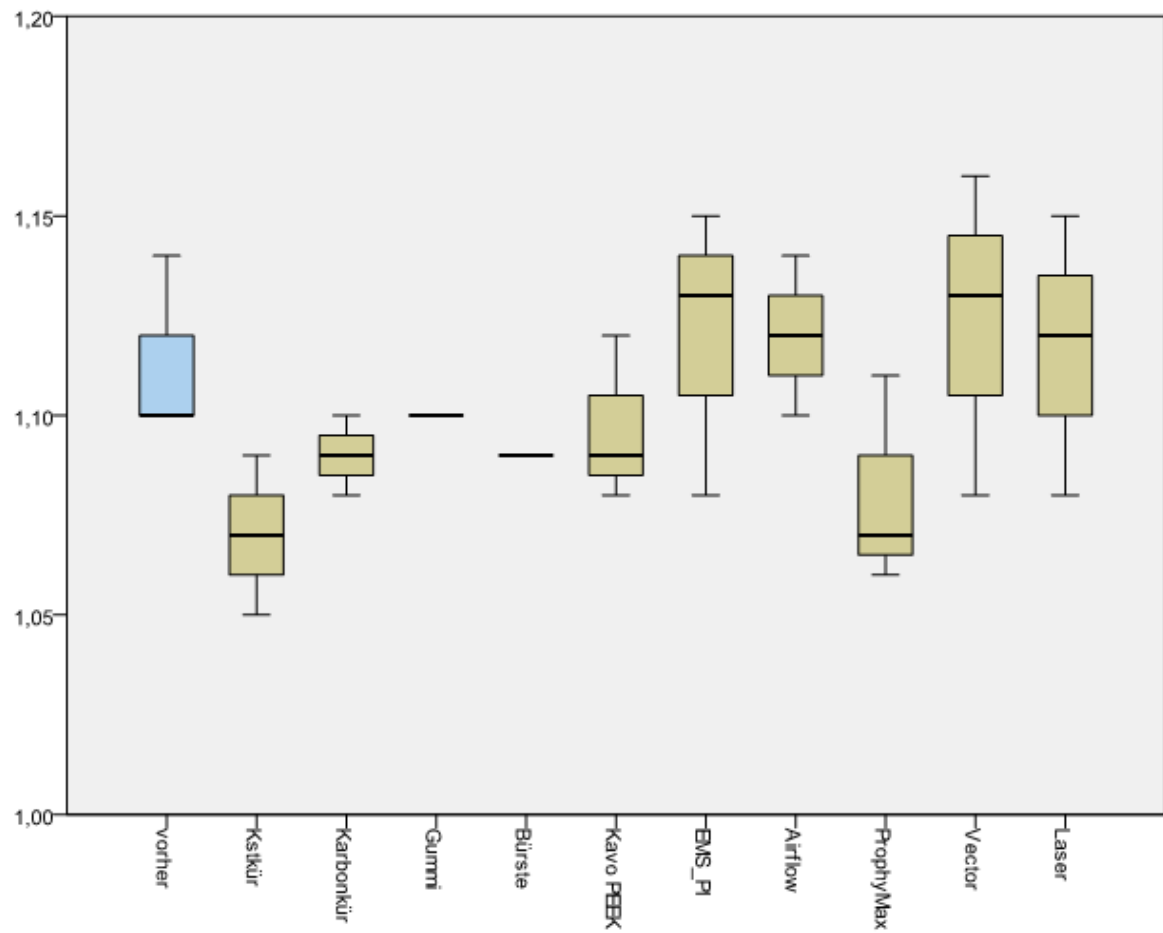


Abb. 159: L_r der gestrahlten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

5.3.4 Strukturveränderungen der gestrahlt-geätzten Oberflächen

Die Rauigkeiten der gestrahlt-geätzten Oberfläche wurden am stärksten gegenüber dem Ausgangswert verändert. Die verschiedenen Reinigungsmethoden erzeugten widersprüchliche Effekte: Kunststoff-Kürette und Laser reduzierten die Rauigkeiten aller Kenngrößen, während Gummipolierer, PEEK- und PI-Instrument, Airflow, ProphyMax und Vector sie erhöhten. Dabei variierten die Testgruppen signifikant von einander, aber nicht vom Ausgangswert für alle drei Rauigkeitskenngrößen R_A , R_{ZDIN} und R_{MAX} . Die Welligkeit wurde ebenfalls erhöht bzw. reduziert und blieb nur mit dem PEEK-Instrument und dem Vector unverändert.

Die Rauigkeit R_A der gestrahlt-geätzten Oberfläche betrug durchschnittlich vor der Reinigung $1,5\mu\text{m}$ (Abb. 160). Sie erhöhte sich maximal auf ca. $3,2\mu\text{m}$ mit dem Airflow. Die Rauigkeit wurde ebenfalls mit Gummipolierer, PEEK-, PI-Instrument, ProphyMax und Vector erhöht. Mittels Lasers sank R_A auf ca. $1,0\mu\text{m}$, außerdem wurde R_A auch durch Kunststoff-Küretten und schallgetriebene Bürste reduziert. Die Differenzen waren hoch signifikant zwischen der schallgetriebenen Bürste gegenüber Airflow und ProphyMax ($p < 0,001$). Außerdem bestanden signifikante Differenzen zwischen Kunststoff-Kürette gegenüber ProphyMax sowie zwischen ProphyMax gegenüber Vector ($p < 0,01$). Niedrig signifikant unterschieden sich die R_A -Werte zwischen folgenden Instrumenten: Kunststoff-Kürette und Airflow, Gummipolierer und schallgetriebene Prophylaxebürste, Prophylaxebürste und Laser, PEEK-Instrument und ProphyMax, Airflow und Vector ($p < 0,05$).

Der R_{ZDIN} -Wert betrug vor Bearbeitung der gestrahlt-geätzten Oberfläche ca. $7,5\mu\text{m}$ und erhöhte sich durch Reinigung mit dem PI-Instrument und dem ProphyMax auf ca. $13\mu\text{m}$ (Abb. 161). Für den Gummipolierer, das PEEK-Instrument und Airflow wurde ebenfalls eine Erhöhung der Rauigkeit gefunden. Mit Kunststoff- und Karbon-Küretten, der schallgetriebenen Bürste und dem Laser wurden die Rauigkeiten auf bis $4\mu\text{m}$ reduziert. Hochsignifikante Differenzen bestanden zwischen ProphyMax gegenüber Kunststoff-Kürette und der schallgetriebenen Bürste, zwischen der Prophylaxebürste und dem PI-Instrument sowie zwischen ProphyMax und Vector ($p < 0,001$). Außerdem unterschieden sich die Rauigkeiten zwischen Karbon-Kürette und PI-Instrument, zwischen PEEK-Instrument u und ProphyMax, Airflow und ProphyMax sowie zwischen PI-Instrument und Vector signifikant ($p < 0,01$). Zudem bestanden niedrig signifikante Differenzen der R_{ZDIN} -Wert zwischen Karbon-Kürette

und ProphyMax, zwischen der schallgetriebenen Bürste und dem Gummipolierer, sowie zwischen dem PEEK-Instrument und dem PI-Instrument ($p < 0,05$).

Die Rauigkeit R_{MAX} betrug im Ausgangswert durchschnittlich $8\text{ }\mu\text{m}$ und erhöhte sich durch den ProphyMax auf maximal ca. $21\text{ }\mu\text{m}$ bzw. reduzierte sich durch den Laser auf ca. $7\text{ }\mu\text{m}$ (Abb. 162). R_{MAX} wurde ebenfalls durch den Gummipolierer, das PEEK- und PI-Instrument, den Airflow und Vector erhöht. Nach der Bearbeitung mit den Kunststoff- und Karbon-Küretten und der schallgetriebenen Bürste behielt R_{MAX} das Ausgangsniveau. Der Rauigkeitswert nach der Bearbeitung mit ProphyMax unterschied sich hochsignifikant ($p < 0,001$) gegenüber der schallgetriebenen Bürste und signifikant ($p < 0,01$) gegenüber Kunststoff-Kürette, Airflow und Vector.

Die Welligkeit L_r lag vor der Reinigung bei durchschnittlich $1,05\text{ }\mu\text{m}$ (Abb. 163). Sie erhöhte sich durch die Reinigung mit dem PI-Instrument auf ca. $1,09\text{ }\mu\text{m}$ und wurde vom ProphyMax ebenfalls gesteigert. Am stärksten wurde sie mit der Kunststoff-Kürette auf ca. $1,01\text{ }\mu\text{m}$ reduziert. Karbon-Kürette, Gummipolierer, schallgetriebene Bürste, Airflow und Laser verminderten ebenfalls die Welligkeit. Etliche signifikante Unterschiede bestehen zwischen den Reinigungsmethoden, die sich teilweise hochsignifikant von einander, aber nicht vom Ausgangswert unterschieden. Sie sind in Tabelle 15 einzeln aufgelistet.

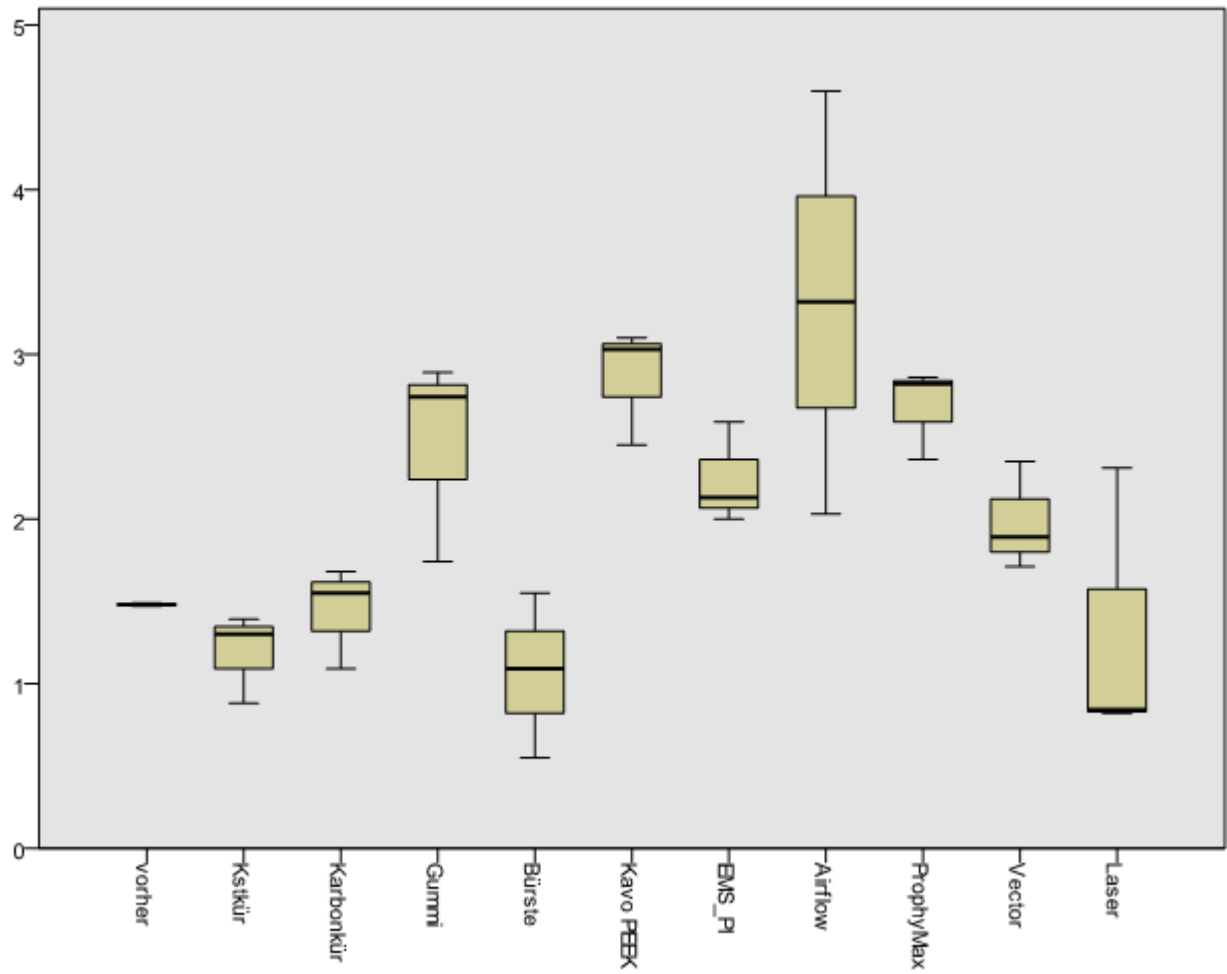


Abb. 160: R_A der gestrahlt-geätzten Oberfläche nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

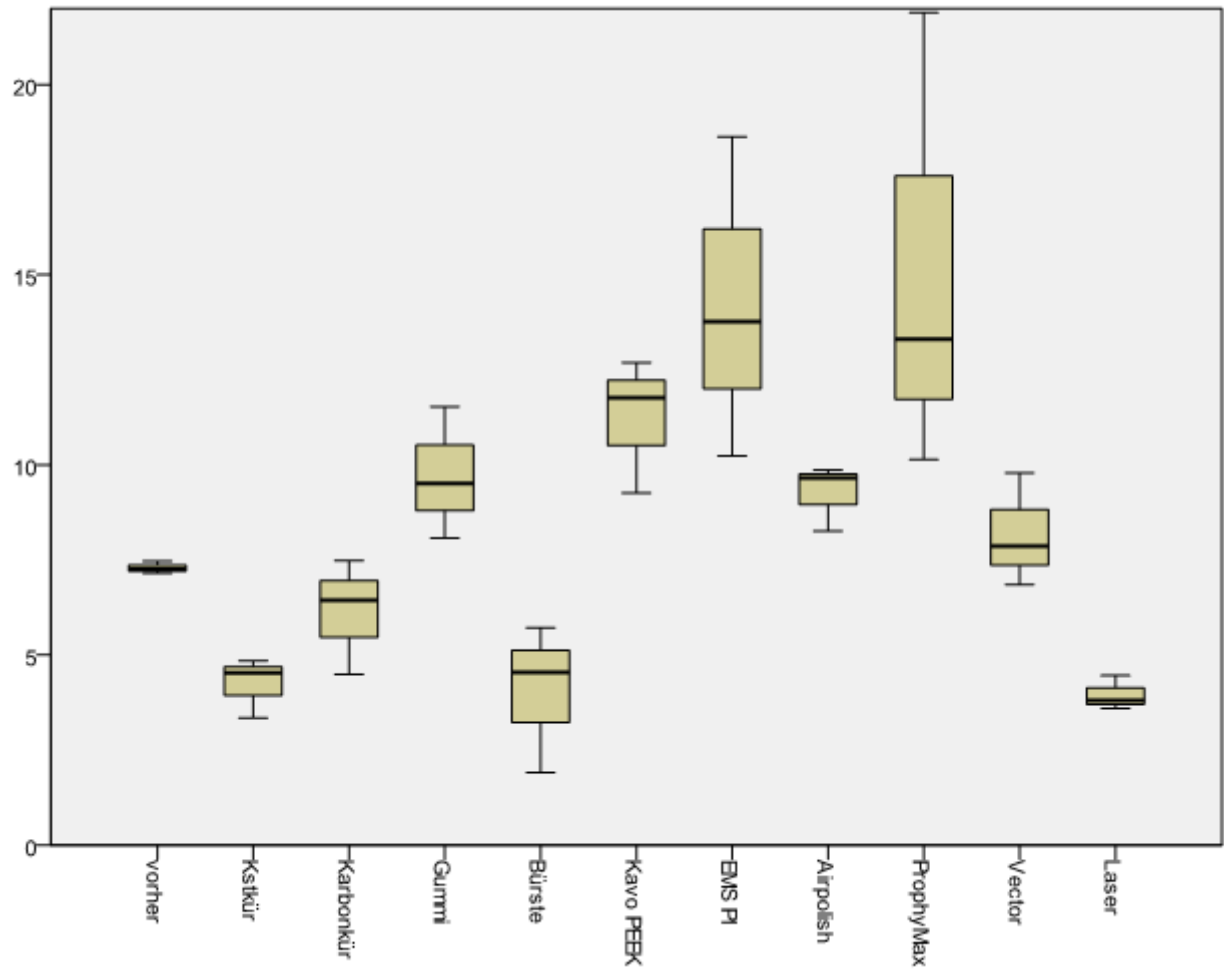


Abb. 161: R_{ZDIN} der gestrahlt-geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

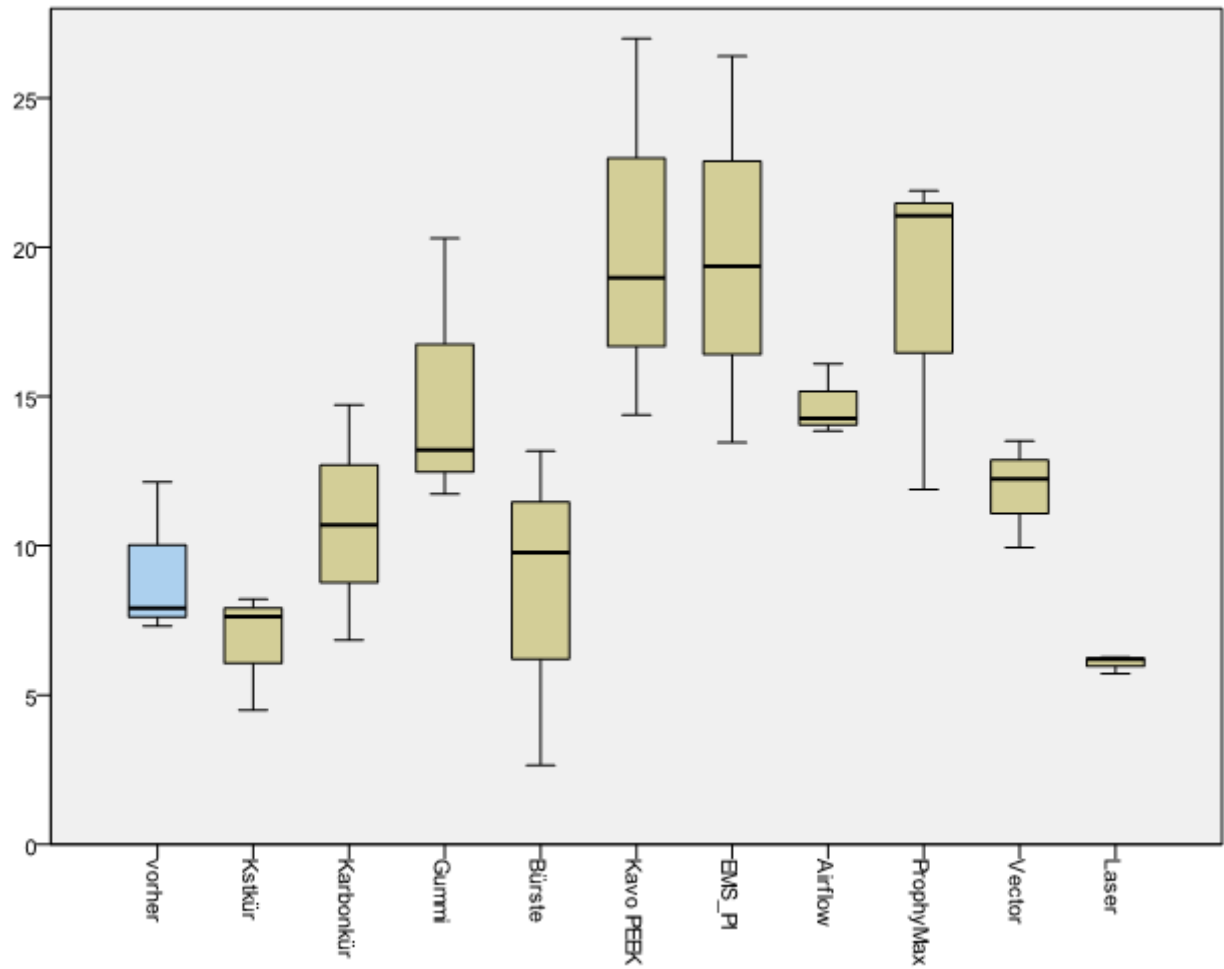


Abb. 162: R_{MAX} der gestrahl-geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

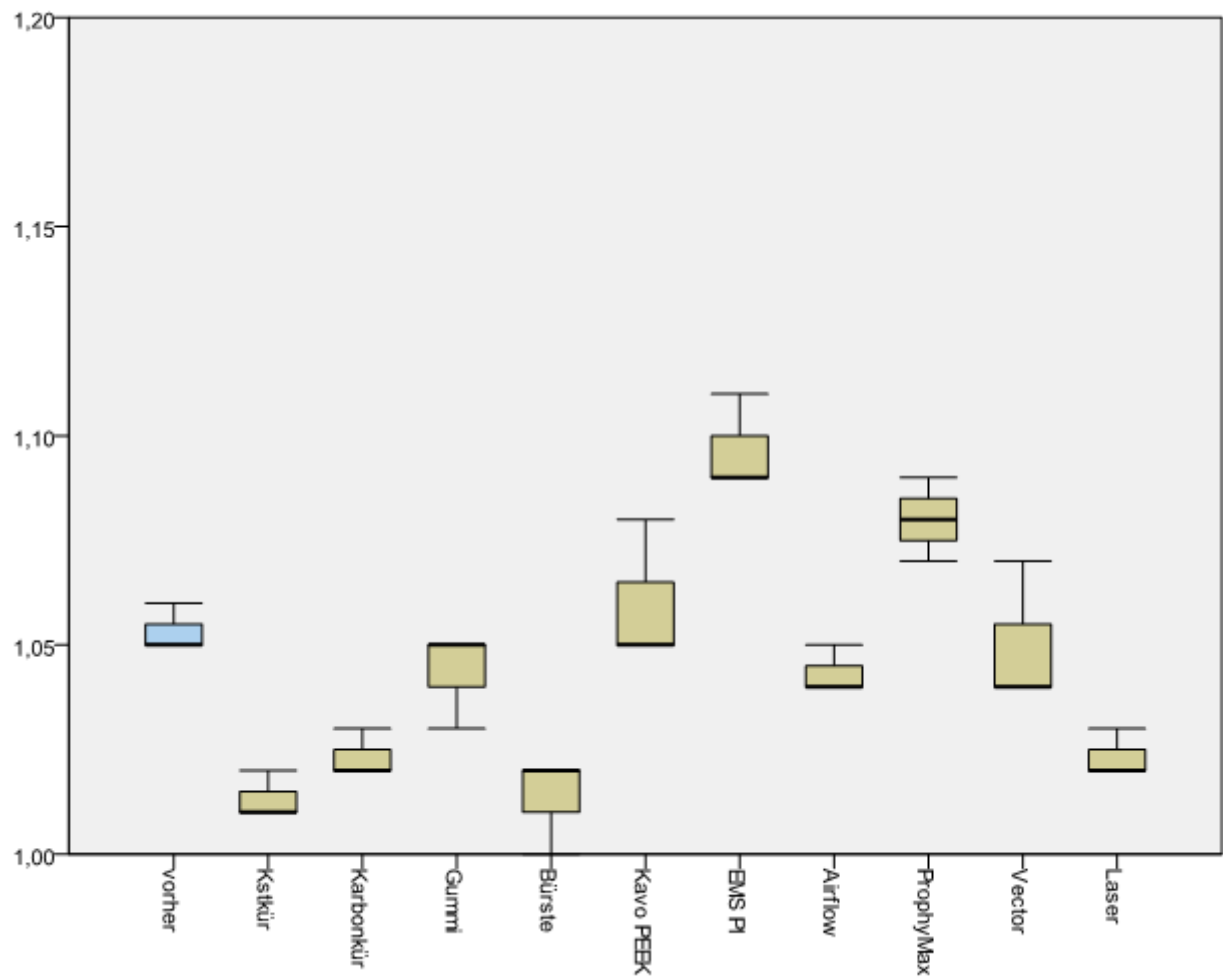


Abb. 163: R_a der gestrahlt-geätzten Oberflächen nach Anwendung der zehn Reinigungsmethoden im Vergleich zur Rauigkeit vor Bearbeitung in μm

	Oh.Ber arbeitung g	Kunststof f-Kürette	Karbon - Kürette	Gummipo lierer	Prophyla xe Bürste	PEEK- Instrume nt	PI- Spitze	Airflow	ProphyM ax	Vector	Er:YAG- Laser
Ohne Bearbeitung		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kunststoff- Kürette	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	***	n.s.	***	n.s.	**
Karbon- Kürette	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	***	n.s.	***	n.s.	n.s.
Gummipolier er	n.s.	n.s.	n.s.		*	n.s.	***	n.s.	**	n.s.	n.s.
Prophylaxe Bürste	n.s.	n.s.	n.s.	*		n.s.	***	n.s.	***	n.s.	**
PEEK- Instrument	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		***	n.s.	***	n.s.	n.s.
PI-Spitze	n.s.	***	***	***	***	***		***	n.s.	***	***
Airflow	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	***		***	n.s.	n.s.
ProphyMax	n.s.	***	***	**	***	***	n.s.	***		***	n.s.
Vector	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	***	n.s.	***		n.s.
Er:YAG-Laser	n.s.	**	n.s.	n.s.	**	n.s.	***	n.s.	n.s.	n.s.	

Tab. 15: Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für : L_r –Werte der zehn Reinigungsmethoden auf gestrahl-geätzten Oberflächen (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$)

6 Diskussion

6.1 Methodendiskussion

Die Nullhypothese wurde in dieser in vitro Studie widerlegt: Nicht alle getesteten Instrumente waren in der Lage, die Implantatoberflächen beschädigungsfrei bzw. ohne Veränderungen zu reinigen.

Lee et al. (1999) und Gerber et al. (2006) publizierten, dass die Bakterien sich an der Titanoberfläche ähnlich wie auf eine Zahnoberfläche haften können. Daher wurde ein Versuchsdesign auf der Basis eines Bakterienrasens verwendet, um die Reinigungseffekte zu prüfen. Die Reinigung muss in der Lage sein, Bakterienrasen, die in den Lakunen einer strukturierten Oberfläche sitzt, in seiner Adhäsion zu lösen und nicht nur über die Oberfläche abzuwischen bzw. diese abzuspülen und dabei nicht zu verändern.

Zur Bewertung der Rauigkeit von Oberflächen haben sich die Rauigkeitskenngrößen nach DIN/ISO als Rauigkeitsparameter etabliert, da dieser messtechnisch stabil ist und sich eher unempfindlich gegenüber extremen Messspitzen verhalten. Trotzdem hängt der Parameter R_A von anderen Parametern, wie zum Beispiel der gemessenen Flächengröße, der Oberflächenbehandlung oder dem verwendeten Messinstrument ab (Ramaglia et al. 2006). Ergebnisse der Rauigkeitsmessung einer Oberfläche von verschiedenen Studien sollten nicht direkt miteinander verglichen werden, sie von diversen Faktoren beeinflusst werden. Aus diesem Grund forderte Wennerberg, dass alle untersuchten Implantatoberflächen immer zunächst spezifiziert werden müssten, was in dieser Arbeit berücksichtigt wurde. Darüber hinaus empfehlen einige Autoren zusätzlich zur zweidimensionalen mechanischen Methode ein dreidimensionales optisches Abtastverfahren (Wennerberg et al. 2000, Kohles et al. 2004), was ebenfalls in dieser Arbeit durchgeprüft wurde.

Zur Bewertung der Reinigungsqualität der verschiedenen Instrumente reicht die Messung der Rauigkeitsparameter nicht aus (Ramaglia et al. 2006). Zusätzlich müssen folgende Parameter: Makro- sowie mikroskopische Beurteilung der Oberflächen und Reinigungseffizienz beachtet werden. Die mikrostrukturierten Implantatoberflächen sind durch ihren Herstellungsprozess definiert. Eine Strukturveränderung kann trotz gleicher Rauigkeit die Reosseointegration beeinflussen.

Um die Oberflächeneffekte genau zu beschreiben, wurden in dieser Studie Profilometrie und REM-Untersuchungen durchgeführt. Die Laser-Profilometrie bietet die Möglichkeit der differenzierten quantitativen Oberflächenbeurteilung. Die optische Profilometrie ist eine nicht invasive Methode, die zwischen Tastschnittverfahren und Rastersondenmikroskopie liegt. Da eine profilometrische Analyse der Oberfläche nicht zwischen Oberflächenstrukturen gleicher Rauigkeiten unterscheidet, wurde sie durch eine REM-Analyse ergänzt.

Die Zielrichtung dieser Arbeit bestand hauptsächlich in der Beschreibung der Oberflächeneffekte bei der Reinigung und weniger auf der Reinigungseffizienz. Reinigungseffektivität von den Titanoberflächen wurde durch Fisnik Kalili in einer separaten Promotion quantitativ bewertet (vs. 2012). Allerdings musste die Reinigungsleistung durch Bewertung eines Reinigungs-Scores berücksichtigt werden, da bei schlechter Reinigung die Oberflächeneffekte nicht beurteilbar waren.

Moderne Zahnimplantate wurden hauptsächlich aus Titan hergestellt und unterscheiden sich in ihren Oberflächenstrukturen je nach Bereich marginal bis intraossär. Da bei der Periimplantitisbehandlung alle Bereiche des Implantates betroffen sein können, wurden die Einflüsse der Behandlung auf den Implantatoberflächen in den verschiedenen Bereichen untersucht. Es wurden vier Implantatoberflächen beurteilt, die auf aktuellen Implantaten zu finden sind, z.B. ANKYLOS und XiVE Systeme. Dabei wurde auch die gestrahlte Oberfläche einbezogen, die z. B auf früheren ANKYLOS Implantaten verwendet wurde, da sie am rauesten und daher am schwierigsten zu reinigen ist. Es ist bekannt, dass mit steigender Rauigkeit die bakterielle Anlagerung erleichtert wird und demzufolge zunimmt (Quirynen et al. 1993). Da ebene Oberflächen besser auszuwerten sind, wurden die getesteten Strukturen auf Plättchen angefertigt. Die Effekte des gleichen Reinigungsinstrumentes können sich auf verschiedenen Oberflächen unterscheiden, weshalb dieser Faktor berücksichtigt werden sollte.

Die zehn Instrumente wurden danach ausgesucht, welche auf dem Markt zur Implantatreinigung angeboten werden. Von jeder Antriebsart und Instrumentenaufsätzen wurden unterschiedliche Typen gewählt, um ihre Effekte auf den Implantatoberflächen herauszuarbeiten. Manuelle Kunststoff- bzw. Karbon-Küretten stellen eine allgemein anerkannte Methode zur Implantatreinigung und somit den Goldstandard in der Implantologie dar. Daher wurden bewusst moderne Methoden diesen gegenüber gestellt, um zu prüfen, ob der Goldstandard noch

Gültigkeit hat (Mengel et al. 2004).

Um klinisch übertragbare Ergebnisse zu erzielen, wurden die verschiedenen Geräte und Instrumente in dieser Untersuchung möglichst praxisnah angewendet. Des Weiteren wurden die Titanoberflächen bis zur vollständigen Reinigung bearbeitet. Die Anzahl von Arbeitszügen wurde dabei nicht berücksichtigt und konnte somit nicht in die Auswertung der Wirkungsweise einbezogen werden.

Als in vitro Studie konnten die Oberflächeneffekte auf den Titanplättchen direkt ausgewertet werden, während in vivo nur der sichtbarer Heilerfolg bewertet werden kann.

6.2 Ergebniskritik

Die Mehrheit von den in dieser Studie untersuchten Instrumenten konnte die Titanoberflächen nicht ohne Veränderungen der Oberflächenstruktur reinigen. Um eine optimale Reinigungs-Methode auszuwählen, muss die Struktur der Implantatoberfläche ebenso wie Art und Material der Reinigungsmethode berücksichtigt werden. In Übereinstimmung mit der Literatur zeigte diese Arbeit, dass die Instrumente die Oberflächenstruktur in der Regel nicht vollständig und nicht beschädigungsfrei reinigten, obwohl empfohlene Materialien wie Kunststoff, Karbon oder PEEK verwendet wurden (Kreisler et al. 2005, Schwarz et al. 2006). Demzufolge können nicht nur Stahl- und Titan-Instrumente die Implantatoberfläche beschädigen, sondern auch die nicht metallischen Instrumente haben gewisse Spuren hinterlassen. Die Titanoberfläche ist durch ihre Strukturierung definiert und von Titanoxid überzogen. Gerade an den Spitzen kann das Titanoxid leicht abgetragen werden. Ob und in welcher Form die Implantatreinigung die Oberfläche verändert, hängt sowohl von Parametern der Reinigungsinsrumente wie z.B. Form der Instrumentspitze, Arbeitsweise, Antriebsart, Geschwindigkeit, Anpressdruck und Materialeigenschaften der Instrumentspitze ab, als auch von Parametern des Implantats, Makro- und Mikrostruktur (Rühling et al. 1994, Matarasso et al 1996, Mengel et al. 1998, Schwarz et al. 2003). Dieses wurde durch die unterschiedlichen Ergebnisse von Instrumenten gleicher Antriebsart bestätigt: Beispielsweise erzielten manuelle Kunststoff- und Karbon-Küretten mit scalender Arbeitsweise und ähnlichen Arbeitsenden leicht variierende Ergebnisse. Ebenso verhielten sich die drei oszillierenden Gruppen PEEK-Instrument von KaVo, PI-Instrument von EMS und ProphyMax von Acteon differierend: PEEK- und PI-Instrument hatten zwar dieselbe Form aber eine unterschiedliche Antriebsgeschwindigkeit und Bewegungsform zwischen Schall- und piezoelektronisch erzeugte Ultraschall-Antrieb. Zudem waren die Kompositqualität und die Konstruktion der Arbeitsspitze trotz ähnlicher Form anders. Beide PI- und ProphyMax-Ansätze werden piezoelektronisch von Ultraschall getrieben, aber ProphyMax hat eine kürettenförmige Karbonarbeitsspitze, während die PI-Spitze aus PEEK-Komposit und abgerundet war.

Besonders fördert zu starker Anpressdruck die Beschädigung der Implantatoberfläche. Diese Problematik wurde bereits in der Literatur beschrieben und konnte durch eine Kalibrierung der Arbeitsweise vermieden werden (von Giese

Brookshire et al. 1997, Lang et al. 2004, Schmage et al. 2007). In dieser Arbeit hat immer derselbe Behandler die Reinigung vorgenommen und sich vorher auf einen minimalen Druck kalibriert. Dennoch konnten Oberflächenveränderungen nicht vermieden werden. Daher ist zu vermuten, dass sie bei unkontrolliertem bzw. höherem Druck noch extremer wären. Der Substanzabtrag der Oberflächen konnte durch die Meßmethoden nicht quantifiziert werden (Speelman et al. 1992, Matarasso et al. 1996, Mengel et al. 1998, Yoshinari et al. 2000).

Beschädigungen der Oberfläche nach der Bearbeitung mit den schwingenden Komposit-Ansätzen sind neben dem Arbeitsdruck auch dem Anstellwinkel zuzuschreiben (Rühling et al. 1994, Matarasso et al. 1996, Mengel et al. 1998, Lea and Walmsley 2000, Schwarz et al. 2006). Die Ausübung eines Arbeitsdrucks, der der periimplantären Sondierung vergleichbar war und weniger stark als an Zähnen ausgeübt wurde, hat sich trotzdem als zu hoch erwiesen (Rühling et al. 1994, Von Giese Brookshire et al. 1997). Ein Druck von 50 bis 80g wird als ausreichend angesehen (Matarasso et al. 1996). Zusätzlich sollte die tangentielle Arbeitsweise sorgfältig beachtet werden. Zur Anwendung schwingender Kompositspitzen bestehen also diverse kritische Faktoren: Ein korrekter niedriger Druck ist für den Behandler ungewohnt und sehr schwierig zu kontrollieren, da eine solche Arbeitsweise in der parodontalen Therapie neu ist. Zugleich muss ein Gleichgewicht zwischen dem ausgeübten Druck ohne Beschädigungen der Oberfläche und einer optimalen Reinigungseffizienz gefunden werden. Über ein solches sanftes Arbeitsvorgehen sollte in Zukunft detailliert informiert werden.

Als Nachteil der manuellen Küretten ist ihre unvollständige Reinigung besonders strukturierter Oberflächen anzusehen (Fox et al. 1990, Speelman et al. 1992, Matarasso et al. 1996, Augthun et al. 1998). Daher nützt auch ihre geringe Beschädigungsquote in der gesamten Bewertung nicht. Maschinell getriebene, mechanische Reinigungsinstrumente reinigten effizienter, konnten aber auf Grund von Makrostruktur auch nicht alle Bereiche erreichen. Zudem können sie die Oberfläche gerade an Makrostruktur wie Schraubwindungen beschädigen. Das tangentielle Handling konnte auf den Versuchsplättchen ideal ausgeführt werden (Speelman et al. 1992, Rühling et al. 1994, Gagnort et al. 1999, Schwarz et al. 2006, Renvert et al. 2007). Bei stärkerem Druck oder falschem Anstellwinkel ist noch mehr Veränderung zu erwarten. Besonders der kürettenformige Ansatz des ProphyMax-Gerätes hat auf den nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberflächen die Höhe der

Oberflächenstruktur abgetragen (Gagnot et al. 1999). Eine solche Kürettenform kann trotz Karbonmaterial bei oszillierendem Antrieb nicht empfohlen werden, da es zu den Blockierungen der Spitze in der Oberflächenstruktur kam.

PEEK-Instrumente für die KaVo und EMS-Geräte haben eine ähnliche Rauigkeit nach der Bearbeitung erzielt. Obwohl sich die Instrumente in ihrem Antrieb Schall- bzw. Ultraschall unterschieden, die Bewegungen also unterschiedliche Amplituden und Form hatten. Zudem bestanden die KaVo-Spitzen solide aus PEEK-Material und die PI-Spitze ummantelten eine Metallschaft. Diese Unterschiede beeinflussten die Ergebnisse jedoch nicht (Schwarz et al. 2006). Dies könnte damit erklärt werden, dass die Faktoren Anpressdruck und tangential Handling relevanter waren. KaVo Spitzen nutzten sich selbst durch die Behandlung stark ab, was zu bevorzugen ist, wenn dadurch eine Oberflächebeschädigung vermieden wird. Die abgetragenen Kunststoff-Partikel blieben nicht auf den Titanoberflächen haften (Rühling et al. 1994, Schwarz et al. 2003), was in anderen Studien befürchtet, aber in dieser nicht beobachtet wurde (Matarasso et al. 1996).

Das Vector-Gerät mit Metallansatz erzeugte mit der Polish-Suspension Oberflächenveränderungen, wobei nicht differenziert werden konnte, ob es an dem Metallinstrument oder der Suspension lag. Das Metallinstrument war für Implantatoberflächen nicht vorgesehen, aber der Karbonansatz kam erst später, nachdem diese Untersuchung durchgeführt worden war, auf den Markt. Daher sollte dieser Karbonansatz vorteilhafter sein, trotzdem wurden verbleibende Karbonfasern von (Schwarz et al. 2006) beobachtet. Die Art der Oberflächenveränderungen deutete eher darauf hinaus, dass sie von der Suspension verursacht wurden. Die Auswertung sollte ohne Suspension und mit den nicht metallischen Instrumenten wiederholt werden.

Es erscheint sinnvoll für die Implantatreinigung, auch andere Methoden zu erwägen als für die Wurzelreinigung. Bei der Wurzeloberflächenreinigung hat sich die scalende Arbeitsweise bewährt, da Debris von der ebenen Zahnoberfläche abgetragen werden soll und gleichzeitig die infizierte Oberflächenschicht entfernt und geglättet werden soll. Im Gegensatz dazu sind außer der strukturpolierten Implantatoberfläche die übrigen nicht eben und sollen meist auch nicht eingeebnet werden. Daher gilt es, den Biofilm aus Einsenkungen und Krypten zu entfernen, was eine scalende Arbeitsweise ohne Beschädigung der Erhebung nicht leisten kann. Allenfalls kann die Masse des Biofilms, die auch die Erhebungen überdeckt, grob

entfernt werden. Andere Methoden, die bürstend, abstrahlend oder desinfizierend arbeiten, erscheinen geeigneter für die Reinigung der verbleibenden Einsenkungen. Klinisch kann daher eine Kombination der Methoden am effizientesten sein, hierzu müssten sie getrennt betrachtet werden. Nachteil einer klassischen Kürettage ist die Instrumentierung in einer Richtung (Trejo et al. 2006, Renvert et al. 2008). Bessere Ergebnisse wurden durch ein Strahl-Verfahren, z.B. wie bei Airpolishing, durch die schwingenden Bewegungen der Prophylaxebürste oder durch die Kavitation und den Spülungseffekt der schall- sowie ultraschallgetriebenen Instrumente erzielt. Diese Methoden wurden als eine Ergänzung zu einer mechanischen Therapie eingesetzt (Rühling et al. 1994, Matarasso et al. 1996, Von Giese Brookshire et al. 1997, Mengel et al. 1998, Augthun et al. 1998, Gagnot et al. 1999, Lea und Walmsley 2000, Schwarz et al. 2006, 2009).

In Übereinstimmung mit Matarasso et al. (1996) präsentierte diese Untersuchung gute Ergebnisse für die Prophylaxebürste, solange die Oberflächen nicht zu rau waren. Die Gummipolierer haben sich dagegen nicht bewährt, da sie trotz Polierpaste keine guten Reinigungsergebnisse erzielten. Ebenso wie andere Autoren wurden verbliebene Gummipartikel auf den gereinigten Oberflächen beobachtet (Von Giese Brookshire et al. 1997). Beschädigungen die durch den Gummipolierer verursacht worden sind, standen in einem Zusammenhang mit der Härte des Gummis und der Konsistenz der Polier- Suspension (Matarasso et al. 1996, Von Giese Brookshire et al. 1997). Weil die Gummipartikel nach der Reinigung an den Oberflächen haften geblieben sind, kann dieses Instrument für die Prophylaxe nicht empfohlen werden. Nur die Gummipolierer mit einer niedrigen Abrasion dürfen für die Implantatreinigung gewählt werden (Hossain et al. 2006).

Zu bedenken ist außerdem, dass die Politurpasten durch ihre pH-Werte die Oberfläche negativ beeinflussen könnten (Hossain et al. 2006). Basierend auf den positiven Ergebnissen nach der Reinigung mit der Prophylaxebürste könnte angenommen werden, dass ein ähnlicher Effekt durch die Zahnbürste erreicht wird. Keine Unterschiede wurden zwischen den manuellen und maschinellen Zahnbürsten festgestellt. Allerdings wurde berichtet, dass eine reguläre tägliche Benutzung von Zahnbürsten zu besseren Resultaten führt als nur ein- oder zweimalige (pro Jahr) professionelle Reinigung (Speelman et al. 1992, Esposito et al. 2000).

Laut Literatur wurden mit dem Airpolishing sehr gute Reinigungsergebnisse ohne Oberflächenveränderungen erzielt, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden

Arbeit deckt (Von Giese Brookshire et al. 1997, Mengel et al. 1998, Augthun et al. 1998, Kreisler et al. 2005, Schwarz et al. 2009).

Verschiedene Pulver stehen für das Airpolishing zur Verfügung. Es wurden keine Beschädigungen nach der Bearbeitung mit dem Amino-Acid-Glycin-Pulver festgestellt (Petersilka et al. 2008). Hoch abrasives Pulver könnte für die supragingivalen Bereiche verwendet werden, um die Oberflächenrauigkeiten oder Riefen in der Oberfläche zu glätten (Matarasso et al. 1996, Tada 20010). Die Mehrheit der Autoren konnte keinen negativen Einfluss auf die Zellenadhäsion auch nach der grobkörnigen Reinigung mit einem Airpolishing-Gerät feststellen (Von Giese Brookshire et al. 1997, Mengel et al. 1998, Augthun et al. 1998, Schwarz et al. 2009). Allerdings können beim Airpolishing in Abhängigkeit von Material und Partikelgröße Veränderungen der Implantatoberfläche auftreten: Die Partikel können kleine Eindellungen an den strukturpolierten Oberflächen hinterlassen oder bei rauen Oberflächen die Kanten der Erhebungen abrunden (Kreisler et al. 2005, Schwarz et al. 2009, Tada et al. 2010). Obwohl in dieser Studie das Aminoglycin-Pulver mit der geringsten Korngröße verwendet wurde, wurden leichte Einflüsse der Reinigung auf den mikrorauen Oberflächen festgestellt. Diese Oberflächenveränderungen waren unerwartet und standen im Gegensatz zur Literatur, die auch für gröbere Pulver keinen negativen Effekt gefunden halten, weil das Amino-Acid-Glycin-Pulver als ein sanftes Material für die subgingivale Reinigung beschrieben war. Das Pulver sollte weder einen Einfluss auf die Wurzeloberflächen oder Weichgewebe ausüben noch die Titanoberflächen verändern wie das Natrium-Bikarbonat, Kalzium-Karbonat oder Aluminium-Hydroxide Pulver (Von Giese Brookshire et al. 1997, Mengel et al. 1998, Augthun et al. 1998, Petersilka et al. 2008, Tada et al. 2010). Diese differierenden Ergebnisse könnten so erklärt werden, dass die Laser-Profilometrie im Vergleich zum REM eine bessere Messmethode darstellt. Die Profilometrie ist in der Lage, die Wirkung des Airpolishings auf die mikrostrukturierten Titanoberflächen genauer darzustellen (Von Giese Brookshire et al. 1997, Augthun et al. 1998, Schwarz et al. 2009).

Außerdem wurden die Plättchen in dieser Arbeit direkt in einem 90 Grad Winkel gestrahlt, während üblicherweise ein Winkel von 30 Grad empfohlen und in der periimplantären Tasche auch unmöglich ist (Schwarz et al. 2009). Demzufolge könnte eine Strahlung unter einem geringeren Winkel und mit längerer Distanz die Beschädigungen minimieren.

Deppe (2000) empfiehlt der CO₂-Laser(110,6 µm) für die Implantatdekontamination. In dieser Untersuchung wurde der Er:YAG-Laser für die Reinigung der Oberflächen ausgesucht. Dieser Laser wurde auch von Schwarz 2003, 2006 untersucht und zeigte gute Therapieergebnisse. Demgegenüber waren unsere Resultate nicht als positiv zu bezeichnen.

Konträr zu den Ergebnissen der Literatur konnten die Oberflächen in dieser Arbeit nicht zufriedenstellend mit dem Er:YAG-Laser gereinigt werden. Diverse Autoren lieferten übereinstimmend gute Ergebnisse bei der Laser-Anwendung (Schwarz et al. 2003, 2006, Kreisler et al. 2005, Deppe und Horch 2007, Kotsovilis et al. 2008).

Warum dies in dieser Arbeit nicht zutraf, ist unklar und sollte in weiteren Untersuchungen verifiziert werden.

Grundsätzlich könnten Oberflächenveränderungen nach der Bearbeitung mit den Reinigungs-Instrumenten folgende Effekte verursachen: Glättung, Aufrauen oder Veränderungen der Oberflächenstruktur mit derselben Rauigkeit (Rühling et al. 1994, Matarasso et al. 1996). Dabei muss zwischen den verschiedenen Oberflächenstrukturen unterschieden werden: Auf den ebenen strukturpolierten Oberflächen konnten Beschädigungen leicht festgestellt werden. Durch die Reinigung der strukturpolierten Oberfläche wurden Kratzer oder Dellen in der Oberfläche erzeugt, was insgesamt eher zu einer Erhöhung der Rauigkeit führte (Fox et al. 1990, Speelman et al. 1992, Rühling et al. 1994, Von Giese Brookshire et al. 1997, Gagnot et al. 1999). Die übrigen mikrostrukturierten Implantatoberflächen wurden hauptsächlich aufgeraut oder in ihrer Struktur bei ähnlicher Rauigkeit verändert, seltener geglättet. Zu berücksichtigen ist die Lage und Funktion der jeweiligen Implantatoberfläche, um die Relevanz der Oberflächenveränderungen zu bewerten: Strukturpolierte Oberflächen liegen oft am Implantathals und sollten eine glatte Struktur behalten, um eine höhere Plaqueakkumulation zu vermeiden. Für ihre Reinigung sind Prophylaxeinstrumente oder Airpolishing geeignet, da ihre Reinigung im Rahmen der Nachsorge oft wiederholt wird.

Prophylaxeinstrumente sollten die Oberfläche auf keinen Fall beschädigen, doch wurde nachgewiesen, dass auch diese Instrumente die Oberfläche angeraut haben (Matarasso et al. 1996, Barbour et al. 2007). Hierbei sollte die Prophylaxebürste gegenüber dem Gummipolierer bevorzugt werden. Prophylaxeinstrumente wurden hauptsächlich für die glatten Implantathals-Bereiche entwickelt und waren nicht für die Reinigung der rauen Oberflächen vorgesehen.

Daher war es nicht verwunderlich, dass die Reinigungseffizienz der Prophylaxeinstrumente auf rauen Oberflächen schlechter war. Eine gewisse Strukturveränderung der glatten Oberflächen ist bei gleicher Rauigkeit in Kauf zu nehmen, da diese Implantatanteile auch dem täglichen Einfluss von Mundhygienemaßnahmen und Nahrung ausgesetzt sind, die ebenfalls zu Oberflächenveränderungen führen.

Mikrostrukturierte Oberflächen befinden sich subcrestal und sollen eine gute knöcherne Anlagerung gewährleisten. Geätzte Oberflächen bilden oft einen Übergangsbereich für knöcherne oder bindegewebige Anlagerung. Demzufolge sollten für diese Oberflächen Strukturveränderungen vermieden werden, um eine Wiederanhaftung der Gewebe nach der Reinigung zu ermöglichen, da jede Oberflächenänderung die Zelladhäsion verändern kann. Da die getesteten Reinigungsmethoden die Oberflächen entweder veränderten oder unvollständig reinigten, ist unklar, inwieweit sich an solchen Oberflächen die Zellen wieder anlagern können. Gelingt dies aber nicht, werden die mikrorauen Oberflächen schneller von Plaque wiederbesiedelt als glatte Oberflächen. Daher ist das alternative Behandlungskonzept gerechtfertigt, bei dem vorgeschlagen wird, raue Oberflächen zu glätten und damit der Mundhygiene zugänglich zu machen. Einige der getesteten Instrumente haben das Potenzial Oberflächenstruktur abzutragen, wobei dies gezielt und definiert geschehen sollte, z.B. durch einen abrasiven Gummipolierer oder PEEK-Spitzen. Andererseits könnte eine kontrollierte Glättung der mikrorauen Oberflächen, die nach einer Rezession transmucosal liegen, die ungewünschte Plaque-Adhäsion mindern und gleichzeitig die hygienischen Maßnahmen für die Patienten erleichtern (Matarasso et al. 1996, Barbour et al. 2007, Quirynen et al. 2007). In so einem Fall wäre die Verwendung von oszillierenden Composite-Ansätzen vor Vorteil. Rotierende Instrumente wie z.B. Diamant-Schleifer können zu viel von der Substanz abtragen. Unter solchen Voraussetzungen kann sich das Beschädigungspotenzial der Composite-Spitze auch als ein Vorteil erweisen.

Klinische Erfahrungen zeigen, dass die Reosseointegration nach Implantatoberflächenreinigung im Tierexperiment gelingen kann, aber human noch nicht ausreichend bestätigt ist. Von der weiteren Entwicklung wird abhängig sein, welches Ziel bei der Reinigung mikrorauer Oberflächen zu verfolgen ist. Zum Abtrag sollten ggf. PEEK-Spitzen gegenüber Diamanten oder Gummipolierer bevorzugt

werden, um verbleibende Partikel wie Titan oder Gummi zu vermeiden.

Über die reine Oberflächenanalyse hinaus sollten künftig Faktoren wie Benetzbarkeit, freie Oberflächenenergie und chemische Zusammensetzung berücksichtigt werden, um die biologische Wirkung von Osteoblasten oder Fibroblasten auf den gereinigten Oberflächen mittels Zell- oder mikrobiologischen Methoden zu bewerten.

Die Reinigung der nur geätzten Oberflächen übte den geringsten Einfluss auf die Rauigkeit aus, weil die Struktur nicht sehr ausgeprägt war und eine gute Entfernung des Biofilms ermöglichte (Schwarz et al. 2006). Entsprechend waren die Beschädigungen bei der Reinigung gering. Nur die Welligkeit der geätzten Oberfläche wurde reduziert, was durch den Herstellungsprozess erklärt werden könnte. Die nur geätzte Oberfläche wird durch ein Ätzverfahren auf der Basis einer strukturpolierten Oberfläche erzeugt, so dass die zirkulär verlaufenden Rillen der Basisstruktur während der Reinigung reduziert wurden.

Die Rauigkeit von den gestrahlt-geätzten Oberflächen war zwar nicht so hoch wie die der nur gestrahlten Oberflächen, dennoch wurden beide Oberflächenstrukturen während der Reinigung stark beeinflusst und teilweise die gestrahlt-geätzte Oberfläche stärker verändert als die nur gestrahlte (Schwarz et al. 2003, Rühling et al. 1994). Als Ursache könnte vermutet werden, dass der Ätzprozess auf der Basis einer gestrahlten Oberfläche zu filigranen Zipfeln und Spitzen führte, die die nur gestrahlte Oberfläche nicht besaß, weshalb die gestrahlt-geätzten Oberflächen für Veränderungen durch die Reinigung empfindlicher waren (Rühling et al. 1994, Mengel et al. 1998, Augthun et al. 1998, Kreisler et al. 2005). Prinzipiell boten FRIADENTplus Oberflächen eine bessere Osseointegration als nur gestrahlte Oberflächen, weshalb sie sich durchgesetzt haben.

Ältere nur gestrahlte Oberflächen sind aber auch noch in situ zu finden. Sie sind aufgrund ihrer hohen Rauigkeit schwerer vollständig zu reinigen (Rühling et al. 1994, Augthun et al. 1998). Die Reinigung von mikrostrukturierten Oberflächen höherer Rauigkeit stellt eine größere Herausforderung dar, weil meist keine vollständige Reinigung zu erzielen war.

Alle Versuche dieser Studie wurden an standardisierten Titanplättchen durchgeführt. In weiteren Versuchen an gekrümmten Titanoberflächen und Oberflächen mit Schraubenwindungen sollten die Ergebnisse dieser Studie in vitro und in vivo validiert werden, da die Bearbeitung zylindrischer Körper andere Ergebnisse zeigen könnten. Hierbei sollte auch die Schwierigkeit der Bearbeitung von Oberflächen ohne

direkte Einsehbarkeit bzw. Zugänglichkeit der jeweiligen Arbeitsspitze, z.B. approximal oder unterhalb der Schraubenwindung, näher untersucht werden.

Die Entwicklung von Instrumenten und Geräten zur optimalen Implantat-Reinigung ist noch nicht abgeschlossen. In den Mittelpunkt sollte eine Differenzierung der Reinigungsmethoden nach gewünschtem Effekt und bearbeiteter Oberflächenstruktur gerückt werden. Dazu sollten klare Empfehlungen gegeben werden, welches Instrument für welchen klinischen Schweregrad auf welcher Oberfläche einzusetzen ist.

7 Schlussfolgerungen

1. Alle Reinigungsmethoden veränderten die Implantatoberflächen mehr oder weniger. Absolut beschädigungsfrei und zugleich effizient war keine Methode. Die Unterschiede zum Ausgangswert waren aber nicht signifikant.
2. Sowohl Substanzabtrag mit Glättung der Rauigkeit als auch Erhöhung der Rauigkeit der Implantatoberfläche wurde mit den getesteten Reinigungsmethoden gefunden, was immer mit einer Strukturveränderung einherging.
3. Die Ergebnisse bezüglich der Oberflächenveränderung durch die Reinigungsmethoden waren von der Implantatoberflächenstruktur abhängig: Strukturpolierte Oberflächen wurden leicht zerkratzt, gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen leicht beschädigt. Geätzte Oberflächen schienen sich am beschädigungsfreiesten reinigen zu lassen.
4. Die Reinigungsqualität muss berücksichtigt werden, da Methoden, die die Implantatoberfläche nicht beschädigten wie die manuellen Küretten, meist nur unbefriedigend reinigten. Das subgingivale Airflow hat sich zur beschädigungsfreien, suffizienten Reinigung der verschiedenen Oberflächen bewährt.
5. Relativ glatte bzw. minimal raue Implantatoberflächen (strukturpolierte und nur geätzte) ließen sich am beschädigungsfreiesten mit der schallgetriebenen Bürste und dem Airflow reinigen. Gummipolierer hinterließen Rückstände. Manuelle Küretten reinigten den bakteriellen Biofilm unbefriedigend. Die übrigen Instrumente führten zu Kratzern und Beschädigungen.
6. Mikrorauere Implantatoberflächen wie gestrahlte und gestrahlt-geätzte Oberflächen waren schwer suffizient zu reinigen, weshalb schall- und ultraschallgetriebene Instrumente wie PEEK- und PI-Instrumente sowie ProphyMax und Airflow bessere Ergebnisse erzielten. Diese Instrumente (PEEK-, PI-Spitze, ProphyMax-Gerät) hatten ein höheres Potential zur Oberflächenbeschädigung.
7. Die Nutzung von Vector und Er:YAG-Laser haben sich nicht bewährt, da bei unbefriedigender Reinigung zu viel Beschädigung erfolgte. Berücksichtigt werden muss für den Vector, dass mit dem Metall- anstelle eines Karboninstrument gearbeitet wurde.

8. Die Bestimmung der Rauigkeitskenngroße reichte nicht, um die Oberflächeneffekte von Reinigungsmethoden zu bewerten. Bewährt haben sich REM-Analyse und 3D-Laserprofilometrie.
9. Die Auswahl der präferierten Reinigungsmethoden muss in Abhängigkeit von der Implantatoberflächenstruktur, unter Abwägung der Effekte der Reinigungsmethoden und der Zielsetzung (Reinigung ohne Oberflächenveränderung oder gewünschter Abtrag der Oberflächenstruktur) getroffen werden.

8 Zusammenfassung

In dieser in vitro Studie sollte die Frage geklärt werden, welchen Effekt zehn verschiedene Methoden zur Reinigung von Implantatoberflächen bezüglich der Rauigkeit nach der Instrumentierung haben und inwieweit sie die Struktur der Oberflächen verändern. Insbesondere sollten die Oberflächenveränderungen zwischen den maschinellen Methoden und der konventionellen Methode mit manuellen Küretten verglichen werden. In der vorliegenden Arbeit wurden Versuchsplättchen (n=55 mit Durchmesser 1cm) mit unterschiedlichen Implantatoberflächen: FRIADENTplus Oberfläche (gestrahlt und geätzt), nur geätzt, nur gestrahlt und strukturpoliert (Firma DENTSPLY Friadent, Mannheim) verwendet. Gemäß Versuchsdesign wurde auf je 50 Plättchen jeder Oberfläche ein Bakterienrasen aus Streptokokken mutans angezüchtet. Das Nassgewicht des Bakterienrasens wurde pro Plättchen bestimmt. Die Implantatoberflächen wurden mit insgesamt zehn Instrumenten und Geräten gereinigt, wobei jede Methode auf fünf Plättchen je Oberfläche angewendet wurde. Anschließend wurden die Oberflächen mit Plaquerelevator angefärbt und im Lichtmikroskop auf Beschädigungen sowie Reste des Biofilms inspiziert und typische Merkmale notiert. Alle Versuchsplättchen sowie fünf Plättchen jeder Oberfläche der unbehandelten Kontrollgruppe wurden mittels Laserprofilometrie vermessen. Dabei wurde zweidimensional die Rauigkeit und dreidimensional die Oberflächenstruktur ermittelt. Anschließend wurden typische Versuchsplättchen mittels Rasterelektronenmikroskop bei bis zu 1000facher Vergrößerung auf Veränderungen der Oberflächenstruktur untersucht. Die quantitativen Ergebnisse wurden statistisch berechnet. Die Messungen ergaben, dass sich die verschiedenen Rauigkeitskenngößen zwischen den einzelnen Methoden und zwischen den verschiedenen Oberflächen zum Teil signifikant unterscheiden.

Folgende Reinigungsinstrumente bewirkten eine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit auf minimal rauen Oberflächen (strukturpoliert und nur geätzt): Kunststoff- und Karbon-Küretten, Gummipolierer, PEEK-Spitze, PI-Instrument, ProphyMax-Gerät, Vector-System. Dagegen zeigten sich auf Oberflächen mit höherer Mikrorauigkeit (nur gestrahlt, gestrahlt-geätzt) aufrauende Effekte mit folgenden Instrumenten: Gimmipolierer, PI-Spitze, Er:YAG-Laser.

Eine glättende Wirkung besaß nur die Prophylaxebürste auf minimal rauen Oberflächen, sowie die Kunststoff-Kürette auf Oberflächen mit höherer

Mikroraugigkeit. Die Effekte waren mit Karbon-Kürette, Prophylaxebürste, PEEK-Spitze, Airflow, ProphyMax und Vector-System auf Oberflächen mit höherer Mikroraugigkeit sowie mit Airflow und Er:YAG-Laser auf minimal rauen Oberflächen uneinheitlich.

Im Vergleich der Rauigkeitskenngrößen vor und nach der Bearbeitung bestand eine niedrig signifikante Differenz für den Laser auf der geätzten Oberfläche bezüglich der Welligkeit L_r ($p < 0,05$).

Die geringsten Beschädigungen traten auf der nur geätzten Oberfläche auf. Die glatte Oberfläche wurde leicht zerkratzt, während die Peaks der nur gestrahlten und gestrahlt-geätzten Oberfläche abgetragen wurden. Die gestrahlt-geätzte Oberfläche zeigte die stärksten Oberflächenveränderungen durch die verschiedenen Methoden. Das geringste Beschädigungspotenzial hatten die manuellen Küretten, die Prophylaxebürste und Airflow, wobei die Reinigung mit den manuellen Küretten unbefriedigend blieb. Die Prophylaxebürste reinigte nur auf mikrorauen Oberflächen gut, während das Airflow auf allen Oberflächen erfolgreich reinigte. Alle oszillierenden Instrumenten und der Gummipolierer besaßen eine höhere Beschädigungsneigung, zudem blieben Rückstände des Gummipolierers auf der Oberfläche zurück. Auf gestrahlt-geätzten Oberflächen erzeugten für R_{ZDIN} PI-Instrument und ProphyMax signifikant rauere Oberflächen als die Reinigung mit Karbon-Kürette, Prophylaxebürste, PEEK-Instrument und Vector-System.

Auch für R_A und R_{MAX} differierten die Ergebnisse zwischen den Testgruppen am meisten auf gestrahlt-geätzten Oberflächen. Dagegen wurde die Welligkeit L_r auf allen Oberflächen zwischen den Testgruppen signifikant modifiziert.

Die Rauigkeitskenngrößen allein konnten die Oberflächeneffekte durch die Reinigungsinstrumente nicht ausreichend beschreiben, typische Veränderungen wurden vor allem durch drei dimensionale Darstellungen wie REM oder 3D-Profilometrie deutlich.

Bei der Reinigung von Implantatoberflächen hatten beide Parameter: Oberflächenstruktur und Reinigungsmethode einen relevanten Einfluss auf die Oberflächeneffekte. Manuelle Küretten haben sich aufgrund mangelnder Reinigungswirkung und der Gummipolierer aufgrund von Rückstände nicht bewährt. Alle oszillierenden Geräte und der Er:YAG-Laser besaßen ein höheres Risiko zu Oberflächenveränderungen, bei besserer Reinigungswirkung von PEEK- und PI-

Instrument. Aufgrund gleichermaßen geringer Beschädigungen auf allen Oberflächen bei guter Reinigungswirkung hat sich der Airflow hervorgehoben.

9 Literaturverzeichnis

1. Abboud M, Wahl G, Pohl Y, Kessler B (2006) Sauerstoffversorgung des periimplantären Weichgewebes im Vergleich zu natürlichen Zähnen. Poster auf dem 19. DGI Jahrestagung in Dresden.
2. Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T, Linder E, Wennerberg A, Lindhe J (2002) The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 29:448-455.
3. Al-Nawas B (2007) [O73] Systematisches Review zum Einfluss einer Antibiotikaphylaxe auf den Implantaterfolg bei gesunden Patienten. Vortrag auf der 20. Jahrestagung der DGI in München.
4. Albrektsson T & Zarb G A.(1993) Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 6(2): 95-105.
5. Alcoforado GAP, Rams TE, Feik D, Slots J (1991) Microbial aspects of failing osseointegrated dental implants in humans. *J Parodontol* 10, 11.
6. Augthun M, Tinschert J, Huber A (1998) In vitro studies on the effects of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 69:857-864.
7. Bach G, Neckel C, Mall C, Krekeler G (2000) Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent* 9(3):247-51.
8. Barbour ME, O'Sullivan D, Jenkinson HF, Jagger DC (2007) The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation on titanium abutments *J Mater Sci: Mater Med* 18:1439-1447.
9. Bayer G (2007) Implantologie im Praxisablauf DGOI Curriculum Implantologie. Skripta, S. 49.
10. Bergendal T, Forsgren L, et al. (1990) The effect of an airabrasive instrument on soft and hard tissues around osseointegrated implants. A case report. *Swed Dent J* 14(5): 219-23.
11. 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), 19.
12. Berglundh T, Gottfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J (2007) Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with

- different surface roughness: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res. Oct 18(5):655-61.
13. Bergmann F (2007) Skript 8. Wochenende. Misserfolge: Problemmanagement und Prävention. Skriptum DGOI Curriculum Implantologie.
 14. Branemark PI, Hansson BO, et al. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 16: 1-132.
 15. Breme J. (1995) Beitrag zur Oberflächenmodifikation von dentalen Implantaten für eine optimierte Osteointegration. Wissenschaft und Praxis (expert verlag): 217-229.
 16. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P (2001) Titanium in medicine. Material science, surface science, engineering, biological responses and medical application. Springer-Verlag, Berlin.
 17. Buchmann R, Khoury C, et al. (1997) Die Therapie der progressiven marginalen Parodontitis und Periimplantitis. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 52(6).
 18. Büchter A, Kleinheinz J, Meyer U, Joos U. (2004) Treatment of severe periimplant bone loss using autogenous bone and a bioabsorbable polymer that delivered doxycycline (Atridox). Br J Oral Maxillofac Surg. Oct 42(5):454-6.
 19. Büchter A, Meyer U, Kruse-Lösler B, Joos U, Kleinheinz J (2004) Sustained release of doxycycline for the treatment of peri-implantitis: randomised controlled trial. Br J Oral Maxillofac Surg 42(5) 439-44.
 20. Chairay JP, Boulekbache H, et al. (1997) Scanning electron microscopic evaluation of the effects of an air-abrasive system on dental implants: a comparative in vitro study between machined and plasma-sprayed titanium surfaces. J Periodontol 68(12): 1215-22.
 21. Conrads G (1999). Mikrobiologische Diagnostik bei Periimplantitis.
 22. Davies JE (1998) Mechanism of endosseous integration. Int J Prosthodont 11(5):391-401.
 23. Dennison DK, Huerzeler M et al. (1994) Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. J Periodontol 65(10): 942-8.
 24. Deppe H (2000) Laser- und membrangestützte Periimplantitis-Therapie: Vorstellung eines neuen Ansatzes. Zahnärzte in Bayern (7/8): 31-33.

25. Deppe HH, Horch H et al. (2001) Per-implant care of failing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16(5): 659-67.
26. Deppe H, Warmuth S et al. (2005) Laser-assisted three-dimensional surface modifications of titanium implants: preliminary data. *Lasers Med Sci* 19(4): 229-33.
27. Deppe H, Horch HH (2007) Conventional versus CO2 laser-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase beta-tricalcium phosphate: a 5-year clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22(1): 79-86.
28. Deppe K, Horch HH (2007) Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci* 22:217-221.
29. Dmytryk JJ, Fox SC, Moriarty JD (1990) The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol* 61:491-496.
30. Donlan RM (2002) Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis* 8(9): 881-90.
31. Dörtbudack 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* Apr 12(2):104-8.
32. Dörtbudack O, Haas R, Bernhart T, Mailath-Pokorny G (2002) Effect of low-power laser irradiation on bony implant sites. *Clin Oral Implants Res* June 13(3):288-92.
33. Ender M, Jansen R et al. (2006) [P265] New tissue adapted surface design on implants with taper connection. *Clinical Oral Implants Research - Poster presentation at the 15th EAO Zurich* 17(4): cix.
34. Ericsson I, Persson LG et al. (1995) Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 22(3): 255-61.
35. Ericsson I, Lekholm U, Sennerby L, Holmen A (2000) Soft tissue response to clinically contaminated and thereafter cleaned titanium surfaces. *Clin Oral Impl Res* 2000 11:370-373.
36. Esposito M, Hirsch JM et al. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106(3): 721-64.
37. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P, Thomsen P (2003) Maintaining and re-establishing health around osseointegrated oral implants: A Cochrane

- systematic review comparing the efficacy of various treatments. *Periodontology* 2000 33:204-212
38. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P (2004) Interventions of relacing teeth treating periimplantitis. *Cochrane Database Sys Rev.* Jan 25 (1): CD 003815 Review
 39. Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP (1990) The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: An in vitro study. *J Periodontol* 61:485-490.
 40. Fritzemeier CU (2008) Periimplantitis-Bekämpfung der Reinfektion. *Zahnmedizin, Dentalinside*, September.
 41. Gagnot G, Prigent H, Darcel J, Michel JF, Cathelineau G (1999) Effects of composite ultrasonic tips on implant abutments, a study in vitro. *J de Parodontologie & d'Implantologie Orale* 18(4):393-399.
 42. Gerber J, Wenaweser D et al. (2006). Comparison of bacterial plaque samples from titanium implant and tooth surfaces by different methods. *Clin Oral Implants Res* 17(1): 1-7.
 43. Gehrke P (2004) Mechanismen der knöchernen Integration: Biotechnologie für eine beschleunigte Osteogenese *Implantologie Journal* 8/2004.
 44. Gomez-Roman G, Axmann D et al. (1995) Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaues. *Stomatologie* 92(9): 463-471.
 45. Gomez-Roman G, Kuppenbacher D et al. (1994) Oral hygiene indices and peri-implant bone destruction. *Oral Implantology Yearbook (Jahrbuch für Orale Implantologie)*: 1-11.
 46. Gomez-Roman G, Schulte W et al. (1997) The Frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(3): 299-309.
 47. Grössner-Schreiber B, Griepentrog M, Haustein I, Müller WD, Lange KP, Briedigkeit K, Göbel UB (2001) Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 12(6): 543-51.
 48. Henry PJ, Bower RC et al. (1995) Rehabilitation of the edentulous mandible with osseointegrated dental implants: 10 year follow-up. *Aust Dent J* 40(1): 1-9.
 49. Hermann et al. (2006) Parameter der Ästhetik – Teil 1. *Zeitschrift für orale*

Implantologie 3/2006.

50. Horodko M, Bürklin T et al. (2003) Klinische Untersuchung zur Wirksamkeit eines neuen Ultraschallgerätes bei der nichtchirurgischen Parodontitistherapie. Parodontologie 14/2, 143-151.
51. Hossain A, Okawa S, Miyakawa O (2006) Surface texture and composition of titanium brushed with toothpaste slurries of different pHs. Dent Mater 22:346-352.
52. Jansen R (2006). [Thesis] Der Einfluss eines Gewindeschneiders auf die Eindrehmomente von dentalen Schraubenimplantaten in verschiedenen Knochenmodellen. Clinical Research and Education, DENTSPLY Friadent. Köln, Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln. DDS: 127.
53. Jansen R, Salaske I et al. (2004) Cellplus Erfahrungsbericht. iDENTity 1: 14 - 19.
54. Ibrahim Z, Tschernitschek H, Rossbach A (2005) Therapie und Rezidivprophylaxe einer Periimplantitis. Z Zahnärztl Impl 2005 21(3).
55. Isidor F. (1997) Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Impl Res 8, 1.
56. Kalili F. Entfernung eines bakteriellen Biofilms von Implantatoberflächen Promotion Universität Hamburg voraussichtlich 2012.
57. Karapetian V, Neugebauer J, Clausnitzer CE, Zöller JE (2004) Comparison of different periimplantitis treatment methods. Poster 115. 19th Annual meeting of the academy of Osseointegration, San Francisco.
58. Karapetian V, Lowden E, Zöller JE (2006) Klinische Studie zur Behandlung der Periimplantitis mittels Ozontherapie. Posterpräsentation auf der 19. Jahrestagung der DGI, Dresden.
59. Karbach J (2007) [P75] Periimplantäre Infektion und Keimbesiedlung - Welche Zusammenhänge gibt es? Poster presentation at the 20. Jahrestagung der DGI, München.
60. Karbach J, Brunner A et al. (2006) [P] Klinische und mikrobiologische Parameter an Implantaten zahnloser und bezahnter Patienten. Posterpräsentation auf der 19. Jahrestagung der DGI, Dresden.
61. Karousis IK, Müller S, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJA, Brägger U, Lang NP (2004) Association between periodontal and peri-implant conditions: A 10-year

- prospective study. Clin Oral Implants Res 15:1-7.
62. Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B, Karring T (2005) Treatment of peri-implantitis by the Vector System. Clin Oral Implants Res Jun 16(3):288-93.
63. 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. Sep 78(9):1689-94.
64. Kohal et al. (2003) Zirkonoxid –Implantate unter Belastung. ZZahnärztl Impl 19 (2).
65. Kohles SS, Clark MB, Brown CA, Kenealy JN (2004) Direct assessment of profilometric roughness variability from typical surface types. Int J Oral Maxillofac Implants. Jul-Aug 19(4):510-6.
66. Kotsovilis S, Karousis IK, Trianti M, Fourmoussis I (2008) Therapy of periimplantitis: A systematic review. J Clin Periodontol 2008 35:621-629.
67. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, Götz H, Jansen B, Duschner H, d'Hoedt B (2005) In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with Er: YAG Laser and an air powder system. Clin Oral Impl Res 16(1):36-43.
68. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjettersson BE, Salvi GE, Sanz M (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. Int J Oral Maxillofac Implants 19:150-154.
69. Lazzara R (1999) Implant system offers the advantage of shorter loading time. Dent Implantol Update. Mar 10(3):17-9.
70. Lea SC, Walmsley D (2009) Mechano-physical and biophysical properties of power-driven scalers: driving the future of powered instrument design and evaluation. Periodontology 2000 51:63-78.
71. Lee KH, Tanner AC, Maiden MF, Weber HP (1999) Pre- and post-implantation microbiota of the tongue, teeth, and newly placed implants. J Clin Periodontol Dec 26(12): 822-32.
72. Leonhardt A, Renvert S, Dahlen G (1999) Microbial findings at failing implants. Clin Oral Implants Res 10(5): 339-45.
73. Leonhardt A, Bergström C, Krok L, Cardaropoli G (2007) Microbiological effect of the use of an ultrasonic device and iodine irrigation in patients with severe chronic disease: a randomized controlled clinical study. Acta Odontol Scand

Feb 65(1): 52-9.

74. Liskmann S, Vihalemm T et al. (2007) Characterization of the antioxidant profile of human saliva in peri-implant health and disease. *Clin Oral Implants Res* 18(1): 27-33.
75. Liskmann S, Zilmer M et al. (2004) Correlation of peri-implant health and myeloperoxidase levels: a cross-sectional clinical study. *Clin Oral Implants Res* 15(5): 546-52.
76. Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C, Lang NP (1996) Maintenance of implants: an in vitro study of titanium surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Impl Res* 7:64-72.
77. McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB (2003) Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* Nov-Dec 18(5):848-55.
78. Meffert RM (1996) Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? *Crit Rev Oral Biol Med* 7(3): 278-91.
79. Meffert RM, Langer B et al. (1992) Dental implants: a review. *J Periodontol* 63(11): 859-70.
80. Mengel R, Buns CE, 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):91-96.
81. Mengel R, Meer C et al. (2004) The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(2): 232-8.
82. Mengel R and Flores-de-Jakoby L (2005) Implants in patients treated for generalized aggressive and chronic periodontitis: a 3-year prospective longitudinal study. *J Periodontol* 76(4): 534-543.
83. Misch CE and Judy KW (1987) Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol* 4(2): 7-13.
84. Mombelli A (1993) Microbiology of the dental implant. *Adv Dent Res* 7(2): 202-6.
85. Mombelli A, Lang NP (1994) Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontology* 2000 4,81 (1994).
86. Mombelli A (1997) Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-

- implantitis. Review Curr Opin Periodontol 4:127-36.
87. Mombelli A, Lang NP (1998). The diagnosis and treatment of peri-implantitis. Periodontol 2000 17: 63-76.
 88. Mombelli A (1999) In vitro models of biological responses to implant microbiological models. Adv Dent Res 13: 67-72.
 89. Mombelli A (2002) Microbiology and antimicrobial therapy of peri-implantitis. Periodontology 2000 28:177-189.
 90. Mouhyi J, Sennerby L et al. (1998) An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. Clin Oral Implants Res 9(3): 185-94.
 91. Nentwig GH (2007) Skript Curriculum Implantologie DGOI. Implantologische Präpaedetik. Grundkurs Implantatsysteme.
 92. Nergiz I, Schmager P et al. (2004) Clinical and histomorphometrical findings of differently structured implants. J Dent Res - Poster at the IADR/AADR/CADR 82ND General Session, Honolulu, HI 83(Spec Iss A).
 93. Nergiz I, Schmager P et al. (2004) Influence of implant surface variations on the implant stability. J Dent Res - Poster at the IADR/AADR/CADR 82ND General Session, Honolulu, HI 83(Spec Iss A).
 94. Nergiz I, Arpak N, Bostanci H, Schmager P (2009) Stability of loaded and unloaded implants with different surfaces. Int J Oral Maxillofac Impl 24:289-298.
 95. Novaes Jr A B, Souza SL et al. (2002) Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 17(3): 377-83.
 96. Payer M, Bertha G et al. (2006) [PO1] Adaptation of human osteoblasts to different implant surfaces. Posterpräsentation auf dem 12. Friadent Symposium Salzburg: 1.
 97. Persson LG, Berglundh T, Sennerby L, Lindhe J (2001) Re-osseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces: An experimental study in dog. Clin Oral Impl Res 12:595-603.
 98. Petersilka GJ, Flemming TF (1999) Subgingivale Wurzeloberflächenbearbeitung mit Schall- und Ultraschallscalem. Parodontologie 3, 233-244.

99. Petersilka GJ, Tunkel J, Barakos K, Heinecke A, Häberlein I, Flemmig TF (2003) Subgingival plaque removal at interdental sites using a low-abrasive air-polishing powder. *J Periodontol* Mar 74(3):307-11.
100. Petersilka G, Faggion CM, Stratmann U, Gerss J, Ehmke B, Häberlein I, Flemmig TF (2008) Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Parodontol* 35:324-332.
101. Piattelli A, Degidi M, et al. (2003) Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. *Biomaterials* 24(22): 4081-9.
102. Pongnarisorn NJ, Gemmell E, Tan AES, Hanry PJ, Marschall RI, Seymour GF (2007) Inflammation associated with implants with different surface types. *Clin Oral Implants Res* 18(1): 114-25.
103. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D (1992) Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Impl Res* 3, 104.
104. Quirynen M, van der Mei HC et al. (1993) An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 72(9): 1304-9.
105. Quirynen M, Bollen CM et al. (1994) Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 5(4): 239-44.
106. Quirynen M, Bollen CM et al. (1996) The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: Short-term observations. *Int J of Oral & Maxillofacial Implants* 11(2): 169-178.
107. Quirynen M, Peeters W et al. (2001) Peri-implant health around screw-shaped c.p. titanium machined implants in partially edentulous patients with or without ongoing periodontitis. *Clin Oral Implants Res* 12(6): 589-94.
108. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D (2002) Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 13(1): 1-19.
109. Quirynen M, Abarca M, van Assche N, Nevins M, van Steenberghe D (2007) Impact of supportive therapy and implant surface roughness on implant outcome in patients with a history of periodontitis. *J Clin Periodontol*; 34:805-815.
110. Rangert B, Krogh P et al (1995) Bending overload and implant fracture:

- retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillfac Implants* 10, 326.
111. Ramaglia L, di Lauro AE, 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): 77-82.
 112. Renvert S, Lessem J, Lindahl C, Svensson M (2004) Treatment of incipient peri-implant infections using topical minocycline microspheres versus topical chlorhexidine gel as an adjunct to mechanical debridement. *J Int Acad Periodontol*. Oct 6(4 Suppl):154-9.
 113. Renvert S, Roos-Jansaker AM, Claffey N (2008) Non-surgical treatment of periimplant mucositis and periimplantitis: A literature review. *J Clin Periodontol* 35:305-315.
 114. Renvert S, Samuelsson E, Lindahl C, Persson GR (2009) Mechanical non-surgical treatment of periimplantitis: A double-blind randomized longitudinal clinical study. I: clinical results. *J Clin Periodontol* 36(7):604-609.
 115. Rimondini L, Fare S et al. (1997) The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J of Periodontology* 68(6): 556-562.
 116. Roos-Jansaker AM, Renvert S et al. (2003) Treatment of peri-implant infections: a literature review. *J Clin Periodontol* 30(6): 467-85.
 117. Rühling A, Kocher T, Kreusch J, Plagmann HC (1994) Treatment of subgingival implant surfaces with Tefon-coated sonic and ultrasonic scaler Tipps and various implant curettes. *Clin Oral Impl Res* 5:19-29.
 118. Salvi GE, Lang NP (2004) Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 Suppl: 116-27. Review.
 119. Sammons RL, Lumbikanonda N, Canzler P (2003) Osteoblast responses to microstructured dental implant surfaces. Abstract: *Clin Oral Impl Res* 14(4):xxxv, No.105
 120. Sammons RL (2004) Osteoblast differentiation on microstructured dental implants: A FEG SEM study. Scientific poster No. 2076:82nd General Session of the IADR, Honolulu, Hawaii, USA March 10-13.
 121. Sammons R, Lumbikanonda N et al. (2005). Osteoblast proliferation and mineral deposition on microstructured dental implant surfaces. *Clin Oral Impl Res* 1600-0501.
 122. Sanchez-Garces MA and Gay-Escoda C (2004) Periimplantitis. *Med Oral*

Patol Oral Cir Bucal 9 Suppl: 69-74; 63-9.

123. Sardin S, Morrier JJ et al. (2004) In vitro streptococcal adherence on prosthetic and implant materials. Interactions with physicochemical surface properties. J Oral Rehabil 31(2): 140-8.
124. Sato S, Kishida M et al. (2004) The comparative effect of ultrasonic scalers on titanium surfaces: an in vitro study. J Periodontol 75(9): 1269-73.
125. Scarano A, Piattelli M et al. (2004) Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. J Periodontol 75(2): 292-6.
126. Sculean A, Schwarz F et al. (2004) Non-surgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments. J Clin Periodontol 31(6): 428-33
127. Sennhenn-Kirchner S, Schliesing J, Jacobs HG, Mergeryan H (2004) Antimikrobielle Wirkung verschiedener chemischer Agenzien auf rauen Titanoberflächen. Z Zahnärztl Implantol 20(3):152-157.
128. Shibli JA, Martins MC, Lotufo RF, Marcantonio E Jr (2003) Microbiologic and radiographic analysis of ligature-induced peri-implantitis with different dental implant surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. May-Jun 18(3):383-90.
129. Schmäge P, Nergiz I, Siemann-Harms U, Houdek P, Cantzler P, Moll I, Platzer U (2004) Growing of fibroblasts on 9 implant surfaces. Clin Oral Impl Res; 15(4): xlvii Nov 71.
130. Schmäge P, Nergiz I et al. (2005) Proliferation of gingival fibroblasts on microroughened implant surfaces. Posterpräsentation auf dem Friadent Symposium, Dresden.
131. Schmäge P, Schultz Y et al. (2006) [P263] Comparison of ten instruments for subgingival removal of artificial calculus. J of Clin Periodontology - Poster presentation at the 5th Europerio Madrid 33(s7): 118.
132. Schmäge P, Schultz Y, Platzer U, Maisch S, Mergiz I (2007) Substance Loss and root surface structure affected by 10 deep scaling instruments. J Dent Res; 86A: IADR Abstr.
133. Schmäge P, Sabajeva J, Fischer F, Platzer U, Nergiz I (2008) Comparison of 8 instruments for implant cleaning. Poster 215, 17th Annual meeting of the European Association for Osseointegration EAO 18-20.09.09 Warsaw, Poland

134. Schmage P, Kahili F., Platzer U, Nergiz I (2009) Cleaning effectiveness of 10 instruments on acid etched implant surface. Poster No 131 Europerio 6, Stockholm, Sweden 04-06.06.
135. Schulte W (1985) [The Tübinger implant] Schweiz Monatsschr Zahnmed 95 Spec No: 872-5.
136. Schultz I (2005) Vergleichende Untersuchung der Wurzeloberflächenbearbeitung mit schwingenden, rotierenden und manuellen Instrumenten. Dissertation. Universität Hamburg.
137. Schwarz F, Rothamel D, Sculean A, Georg T, Scherbaum W, Becker J (2003) 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): 784-92.
138. Schwarz F, Jepsen S, Herten M, Sager M, Rothamel D, Beck B (2006) 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 33:584-595.
139. Schwarz F, Papanicolaou P, Rothamel D, Beck B, Herten M, Becker J (2006) Influence of plaque biofilm removal on reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. J Biomed Mater Res A 77(3): 437-44.
140. Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Herten M, Becker J (2009) Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 88B:83-91.
141. Spiekermann, H (1994) Success Statistics. Color atlas of dental medicine.
142. Speelman JA, Collart B, Klinge B (1992) Evaluation of different methods to clean titanium abutments: A scanning electron microscopic study. Clin Oral Impl Res 3: 120-127.
143. Steigman M (2007) Skript. DGOI Curriculum Implantologie. Weichgewebemanagment.
144. Steinebrunner L, Wolfart St, Bößmann K, Kern M (2005) In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 20:875-881.

145. Strub JR and Gerds T (2003) Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 16(2): 167-171.
146. Tada K, Kakuta K, Ogura H, Sato S (2010) Effect of particle diameter on air polishing of dentin surfaces. *Odontology* 98:31-36.
147. Tarnow, D. P. and R. N. Eskow (1995) Considerations for single-unit esthetic implant restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 16(8): 778-788.
148. Terheyden H, Kern M (2005) Resektive Therapie der Periimplantitis in Kombination mit Implantatglättung zur Schaffung befestiger Gingiva-Falldarstellung. *Implantologie* 13(3):269-277.
149. Testori T, del Fabbro M, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Weinstein RL.(2003) Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the completely edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Jul-Aug 18(4):544-51.
150. Testori T, Meltzer A, del Fabbro M, Zuffetti F, Troiano M, Francetti L, Weinstein RL (2004) Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the completely edentulous jaw. A multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. Jun; 15(3):278-84.
151. Trejo PM, Bonaventure G, Weng D, Caffesse RG, Braegger U, Lang NP (2006) Effect of mechanical and antiseptic therapy on periimplant mucositis: An experimental study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 17:294-304.
152. Thull R (1992) Titan in der Zahnheilkunde-Grundlagen ZMZ 40-47.
153. Thull R (1994) Werkstoffkundliche Oberflächeneigenschaften knochenimplantierbarer Biomaterialien. 55-61.
154. Weigl P (2004) New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol* 30(3): 178-88.
155. Weigl P (2007) Skript DGOI Curriculum Implantologie.
156. Wenig D, Hoffmeyer M et al. (2003) Osseotite vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 14(6): 703-8.
157. Weng D, Nagata M et al. (2004) [P72] Bone reactions with different microgap designs in one-stage implants. *Clinical Oral Implants Research - Poster presentation at the 13th EAO Paris* 15(4): xlvii.
158. Wennerberg A, Albrektsson T et al. (1993) Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral*

Maxillofac Implants 8(6): 622-33.

159. Wennerberg A, Albrektsson T et al. (1996) Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al₂O₃. J Biomed Mater Res 30(2): 251-60.
160. Wennerberg A., Ektessabi A et al. (1997) A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. Int J Oral Maxillofac Impl 12(4): 486-494.
161. Wennerberg A, Hallgren C et al. (1998) A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. Clin Oral Impl Res 9(1): 11-9.

10 Danksagung

Frau PD Dr. Petra Schmäge danke ich herzlich für die Überlassung des Themas sowie ihre fachliche und intensive Betreuung.

Frau Dr. Ricarda Jansen bin ich für ihre freundliche Unterstützung, die Herstellung der Titanplättchen und die Motivation sehr dankbar.

Herrn Prof. Dr. Ibrahim Nergiz danke ich für die besten Ratschläge.

Frau Dagmar Claußen, Diplomfotografin am Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde des UKE, danke ich für die Unterstützung bei den Fotografien.

Herrn Frank Fischer, MTA am Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde des UKE, danke ich für die Unterstützung bei den Laborarbeiten.

Firma DENTSPLY Friadent für die Herstellung von den Titanversuchsplättchen.

Ebenfalls mochte ich mich bei Herrn Philip Cantzler für die Unterstützung bei den profilometrischen Auswertungen bedanken.

Meiner Mutter und meinem Ehemann danke ich für den seelischen und moralischen Beistand und ständige Unterstützung.

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:

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 11.06.2012

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität Hamburg:

Prüfungsausschuss, die/der Vorsitzende: Prof. Dr. P. Schmage

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: Prof. Dr. J. Nergiz

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in: PD Dr. H. Seedorf