

Aus der Universitätsklinik für
Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie Tübingen
Sektion: Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

**Funktionalität und Morphologie Anatas-beschichteter
dentaler Implantatoberflächen nach Einwirkung
zahnärztlicher Prophylaxe- und Reinigungsmaßnahmen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Kister, Florian Manfred Karl-Heinz Richard

2016

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. F. Rupp

2. Berichterstatter:

Professor Dr. K. Schenke-Layland

Tag der Disputation:

14.10.2016

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS.....	I
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VII
TABELLENVERZEICHNIS	X
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	XI
1 EINLEITUNG.....	1
1.1 Moderne Implantatoberflächen	1
1.2 Beschreibung von Oberflächen anhand ihrer Topographie – Rauheit	3
1.3 Zusammenhang zwischen Rauheit und Osseointegration	6
1.4 Zusammenhang zwischen Hydrophilie und Osseointegration....	9
1.5 Periimplantäre Weichgewebe und Plaqueformation	10
1.6 Methoden zur Charakterisierung und quantitativen Beschreibung von Oberflächen	12
1.7 Anatas	15
1.7.1 UV-induzierte Eigenschaften.....	16
1.7.1.1 Superhydrophilie	16
1.7.1.2 Photokatalyse.....	18
1.7.2 Biofilmformation auf Anatasoberflächen.....	19
1.7.3 Unterschiede zwischen Anatas und Rutil	19
1.7.4 Nutzbarmachung von Anatas als Implantatoberfläche	20
1.8 Implantatlebensdauer – Misserfolg durch Erkrankungen des periimplantären Gewebes	22
1.8.1 Erkrankungen des periimplantären Gewebes	23
1.8.2 Therapie periimplantärer Entzündungen	27
1.8.2.1 Therapie der Perimukositis.....	28
1.8.2.2 Therapie der Periimplantitis	29
1.8.3 Verschleiß durch Therapiemaßnahmen	31
1.9 Ziele der Studie.....	37

1.9.1	Vorversuche	38
1.9.2	Hauptversuche	38
2	MATERIAL UND METHODEN	40
2.1	Prüfkörper	40
2.1.1	Titanprüfkörper	40
2.1.2	Anatasprüfkörper	40
2.2	Messmethoden	41
2.2.1	Kraftmessung	41
2.2.2	Benetzungsmessung	42
2.2.3	Optische Darstellung	45
2.2.3.1	TRACEIT [®] -Verfahren	45
2.2.3.2	Rasterelektronenmikroskopie	45
2.2.4	Profilometrie	46
2.3	Vorversuche	47
2.4	Bearbeitungsmethoden	50
2.4.1	Rotierende Instrumente	50
2.4.1.1	Diamantierte Schleifkörper	51
2.4.1.2	Polierer	51
2.4.2	Handinstrumente	52
2.4.2.1	Metallinstrumente	52
2.4.2.2	Kunststoffinstrumente	53
2.4.3	Schallscaler	53
2.4.3.1	SONICflex [®] Scaler Nr.5 Universal	54
2.4.3.2	SONICflex [®] Implant	54
2.4.4	Pulverstrahlgerät	55
2.4.4.1	PROPHYflex [®] Pulver	55
2.4.4.2	PROPHYpearls [®]	56
2.5	Hauptversuche	57
2.5.1	Reinigung	59
2.6	Datenaufbereitung	59
2.6.1	Druckmessung	60
2.6.2	Benetzungsmessung	60

2.6.3	Profilometrie	61
2.6.4	MeX-Software	61
2.7	Rauheitsparameter	62
2.7.1	Zweidimensionale Rauheitsparameter	62
2.7.1.1	Amplitudenparameter	63
2.7.1.2	Abstandsparameter	65
2.7.1.3	Hybridparameter.....	65
2.7.1.4	Funktionsparameter	65
2.7.2	Dreidimensionale Rauheitsparameter	66
2.7.2.1	Höhenparameter	67
2.7.2.2	Featureparameter.....	68
2.7.2.3	Hybridparameter.....	69
2.7.2.4	Volumenparameter.....	69
2.8	Statistik	70
2.8.1	Angewandte Testverfahren	71
2.8.1.1	Test auf Normalverteilung	71
2.8.1.2	Erhebung statistischer Kennwerte.....	72
2.8.1.3	Vergleich einer Stichprobe mit einem vorgegebenen Sollwert mittels des t-Tests für eine Stichprobe.....	72
2.8.1.4	Analyse abhängiger Stichproben mittels des t-Tests für verbundene Stichproben	72
2.8.1.5	Analyse unabhängiger Stichproben.....	73
2.8.2	Durchgeführte Analysen nach Datensätzen	73
2.8.2.1	Druckmessung	73
2.8.2.2	Benetzungsmessung.....	73
2.8.3	Rauheitsmessungen.....	74
3	ERGEBNISSE	76
3.1	Vorversuche.....	76
3.1.1	Messung des Anpressdrucks und Befestigung der Prüfkörper 76	
3.1.2	Instrumentenauswahl für die Hauptversuche	76
3.1.3	Benetzungsmessung.....	77

3.1.4 Rasterelektronenmikroskopie und MeX-Software	77
3.2 Hauptversuche.....	78
3.2.1 Kraftmessung	78
3.2.2 Benetzungsmessung.....	81
3.2.2.1 Unbehandelte Prüfkörper	81
3.2.2.2 Bearbeitete Prüfkörper	82
3.2.3 Rauheitsmessung	87
3.2.3.1 Messfeldgröße.....	87
3.2.3.2 Referenzwerte	88
3.2.3.3 Diamantierte Schleifkörper	88
3.2.3.4 Polierer	90
3.2.3.5 Handinstrumente	92
3.2.3.6 Schallscaler	94
3.2.3.7 Pulverstrahlverfahren	95
3.2.4 Visiometer	96
3.2.4.1 Referenzproben.....	97
3.2.4.2 Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern.....	97
3.2.4.3 Brownie [®] , Greenie [®] und Pro-Cup [®]	98
3.2.4.4 Handinstrumente	101
3.2.4.5 SONICflex [®]	102
3.2.4.6 PROPHYflex [®]	103
3.2.5 Rasterelektronenmikroskopie.....	104
3.2.5.1 Referenzproben.....	105
3.2.5.2 Diamantierte Schleifkörper	107
3.2.5.3 Brownie [®] und Greenie [®]	110
3.2.5.4 Pro-Cup [®] mit HaWe Cleanic [®]	112
3.2.5.5 Handinstrumente	112
3.2.5.6 SONICflex [®]	113
3.2.5.7 PROPHYflex [®]	115
4 DISKUSSION	117
4.1 Vorversuche.....	117
4.1.1 Messung des Anpressdrucks und Befestigung	117

4.1.2	Instrumentenauswahl und Bearbeitungsmodus	118
4.1.3	Einfluss des Reinigungsvorgangs auf die Benetzbarkeit....	121
4.1.4	Eignung des Auswertungsverfahrens.....	121
4.2	Hauptversuche.....	122
4.2.1	Prüfkörper	122
4.2.2	Anpressdruck	123
4.2.3	Benetzungsmessungen.....	126
4.2.4	Topographische Beurteilung der Oberflächen.....	131
4.2.4.1	Unbearbeitete Prüfkörper	131
4.2.4.2	Diamantierte Schleifkörper	132
4.2.4.3	Polierer	133
4.2.4.4	Handinstrumente	134
4.2.4.5	Schallscaler	135
4.2.4.6	Pulverstrahlverfahren	136
4.2.5	Einfluss der Messfeldgröße auf die Rauheitsmessung.....	138
4.2.6	Bewertung der Hydrophilie	138
4.2.7	Bewertung der erzeugten Rauheit.....	140
4.3	Bewertung der UV-funktionalisierten Oberflächen im Hinblick auf aktuelle Studien.....	145
4.4	Bewertung der Ergebnisse im Hinblick auf die Literatur	148
4.4.1	Instrumentenauswahl	148
4.4.2	Auswahl der Untersuchungsverfahren	150
4.4.3	Vergleich mit anderen in-vitro Studien.....	152
4.5	Bewertung hinsichtlich der Vereinbarkeit mit empfohlenen Therapiemaßnahmen.....	155
4.5.1	Effizienz der Therapiemaßnahmen im Hinblick auf Plaquereduktion.....	159
4.5.2	Effekt der Bearbeitung auf Plaqueanlagerung und Gewebe 161	
4.6	Fehlerquellen und Empfehlungen für künftige Studien	163
4.7	Schlussfolgerung	167
5	ZUSAMMENFASSUNG	170

6	LITERATURVERZEICHNIS	171
7	ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL	197
8	ANHANG	198
	8.1 Tabelle Benetzungsmessungen Hauptversuche	198
9	DANKSAGUNG	209
10	LEBENS LAUF	210

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematisierte Profildarstellung. a: Primärprofil mit Referenzlinie. b: Gefiltertes Rauheitsprofil.....	4
Abbildung 2: Ermittlung des Kontaktwinkels. Grün: Referenzebene. Rot: Tangente an Grenzfläche. Schwarz: Kontaktwinkel (CA).....	17
Abbildung 3: Im Rahmen der Studie eingesetzte Prüfkörper. a: Anatasprüfkörper, b: Titanprüfkörper	41
Abbildung 4: Messdose mit Drucksensor.	42
Abbildung 5: Darstellung der Versuchsabfolge im Rahmen der Benetzungsmessungen.....	44
Abbildung 6: Perthometer der Firma Mahr.	47
Abbildung 7: : Innerhalb der Vorversuche verwendete rotierende Instrumente.	52
Abbildung 8: Innerhalb der Vorversuche eingesetzte Handinstrumente.....	53
Abbildung 9: Innerhalb der Vorversuche eingesetzte Schallinstrumente.....	55
Abbildung 10: Innerhalb der Versuche eingesetzte Pulver.....	56
Abbildung 11 a-d: Beispiel unterschiedlicher Oberflächengeometrien mit gleichen Ra-Werten. Quelle: (Hansson 2000).....	64
Abbildung 12: Rauheitsprofil (links) und sich daraus ergebende Materialanteilkurve (rechts).	66
Abbildung 13: Materialanteilkurve mit Parametern für das leere und mit Material gefüllte Volumen..	70
Abbildung 14: Druck/Zeit-Diagramme für verschiedene Bearbeitungsmethoden.	79
Abbildung 15: Anpressdrücke für die verschiedenen Arbeitsmethoden.	80
Abbildung 16: Kontaktwinkel (CA) in Grad (°) vor Bearbeitung, nach erster UV- Bestrahlung und zweiter UV-Bestrahlung, aufgeschlüsselt nach Bearbeitungsmethode und Prüfkörpermaterial.....	86
Abbildung 17: Ra-Werte (μm) bei unbearbeiteten Anatas- und Titanprüfkörpern.	88
Abbildung 18: Ra (μm) für Diamant Rot, Diamant Gelb und unbehandelte Referenz-oberflächen.....	89

Abbildung 19: Einzelprofil, auf mit gelbem Diamanten bearbeiteter Anatasoberfläche gemessen.....	90
Abbildung 20: Ra-Werte (μm) für Brownie [®] , Greenie [®] , Pro-Cup [®] und Referenzprüfkörper, aufgeschlüsselt nach Material.	91
Abbildung 21: Rauheitsprofile. a: Anatasprüfkörper, mit Brownie [®] bearbeitet. b: Anatas-prüfkörper, unbearbeitet.....	92
Abbildung 22: Ra-Werte (μm) für Implacare [™] und Kürette, nach Material.	93
Abbildung 23: Einzelprofilkurven.	94
Abbildung 24: Ra-Werte (μm) für SONICflex [®] Implant und SONICflex [®] mit Metallspitze, nach Material.....	95
Abbildung 25: Ra-Werte (μm) für Prophy Pearls und Prophy Powder, nach Material.	96
Abbildung 26: Referenzprobe aus Titan..	97
Abbildung 27: Referenzprobe mit Anatas-schicht.....	97
Abbildung 28: Titanprobe, mit rotem Diamant bearbeitet..	98
Abbildung 29: Anatasprobe, mit rotem Diamant bearbeitet.	98
Abbildung 30: Titanprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet.....	98
Abbildung 31: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet.....	98
Abbildung 32: Titanprobe, mit Brownie [®] bearbeitet.	99
Abbildung 33: Anatasprobe, mit Brownie [®] bearbeitet.....	99
Abbildung 34: Titanprobe, mit Greenie [®] bearbeitet..	100
Abbildung 35: Anatasprobe, mit Greenie [®] bearbeitet. A.....	100
Abbildung 36: Titanprobe, mit Pro-Cup [®] und Polierpaste bearbeitet.	100
Abbildung 37: Anatasprobe, mit Pro-Cup [®] und Polierpaste bearbeitet.....	100
Abbildung 38: Titanprobe, mit Kürette bearbeitet.	101
Abbildung 39: Anatasprobe, mit Kürette bearbeitet.	101
Abbildung 40: Titanprobe, mit Implacare [™] bearbeitet.....	102
Abbildung 41: Anatasprobe, mit Implacare [™] bearbeitet..	102
Abbildung 42: Titanprobe, mit SONICflex [®] und Metallspitze bearbeitet..	103
Abbildung 43: Anatasprobe, mit SONICflex [®] und Metallspitze bearbeitet..	103
Abbildung 44: Titanprobe, mit SONICflex [®] Implant bearbeitet..	103
Abbildung 45: Anatasprobe, mit SONICflex [®] Implant bearbeitet..	103

Abbildung 46: Titanprobe, mit Prophy- Powder bearbeitet..	104
Abbildung 47: Anatasprobe, mit Prophy- Powder bearbeitet.....	104
Abbildung 48: Titanprobe, mit Prophy- Pearls bearbeitet..	104
Abbildung 49: Anatasprobe, mit Prophy- Pearls bearbeitet.....	104
Abbildung 50: Titanreferenzprobe bei 500-facher Vergrößerung.	105
Abbildung 51: Titanreferenzprobe bei 10 000-facher Vergrößerung..	106
Abbildung 52: Anatasreferenzprobe bei 20 000-facher Vergrößerung..	107
Abbildung 53: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet.....	108
Abbildung 54: Anatasprobe, mit rotem Diamant bearbeitet..	109
Abbildung 55: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet.....	109
Abbildung 56: Anatasprobe, mit Brownie [®] bearbeitet.....	111
Abbildung 57: Anatasprobe, mit Greenie [®] bearbeitet..	111
Abbildung 58: Anatasprobe, mit Metallkürette bearbeitet.	112
Abbildung 59: Anatasprobe, mit Metallkürette bearbeitet..	113
Abbildung 60: Anatasprobe, mit SONICflex [®] und Metallspitze bearbeitet.	114
Abbildung 61: Anatasprobe, mit PROPHYflex [®] Pulver bearbeitet.	115
Abbildung 62: Anatasprobe, mit PROPHYpearls [®] bearbeitet.	116
Abbildung 63: Kontaktwinkel vor Bearbeitung (grau) und nach zweiter UV- Belichtung (dunkelgrau), nach Bearbeitungsmethoden.....	129
Abbildung 64: Ra-Werte (µm) mit Standardabweichung nach Bearbeitungsmethode und Material.	141

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Studien zu verschiedenen Reinigungsverfahren (Auswahl).....	32
Tabelle 2: Im Rahmen der Vorversuche bearbeitete Prüfkörper und angewandte Methoden.	48
Tabelle 3: Übersicht über die im Rahmen der Hauptversuche angewandten Bearbeitungsmethoden und ihre Anwendung.	57
Tabelle 4: Vergleichene Merkmalspaare aus der Kontaktwinkel (contact angle, CA)-messung mit zugehöriger Fragestellung.	74
Tabelle 5: Benetzungswinkel vor und nach Reinigung in Grad (°).....	77
Tabelle 6: Anpressdruck nach Bearbeitungsmodus und Material.....	80
Tabelle 7: Kontaktwinkel (CA) von unbehandelten Anatasprüfkörpern in Grad (°) vor und nach Reinigung sowie UV-Bestrahlung.	81
Tabelle 8: Mittlere Differenzen (Diff) der Kontaktwinkel (CA) zu verschiedenen Messzeitpunkten.	83
Tabelle 9: t-Test der Kontaktwinkel bearbeiteter Anatasprüfkörper nach zweiter UV-Aktivierung gegen den Mittelwert unbearbeiteter Prüfkörper sowie 5°.84	
Tabelle 10: t-Test der Kontaktwinkel bearbeiteter Titanprüfkörper nach zweiter UV-Aktivierung gegen den Mittelwert unbearbeiteter Prüfkörper.	87
Tabelle 11: Referenzwerte für Ra (Sa) sowie Benetzungswinkel einiger gebräuchlicher Implantattypen, modifiziert nach Le Guehenec et al.	144
Tabelle 12: Studien zur Auswirkung von Reinigungsverfahren auf Plaqueformation und Zellwachstum.	162
Tabelle 13: Zu den angegebenen Zeitpunkten gemessene Kontaktwinkel in Grad (°) mit statistischen Kennwerten, aufgeschlüsselt nach Material und Bearbeitungsmethode.	198
Tabelle 14: In Studien eingesetzte Bearbeitungsverfahren mit angewandten Protokollen.	204
Tabelle 15: Studien zur Effektivität der Dekontamination von Implantatoberflächen.....	208

Abkürzungsverzeichnis

AES	Augerelektronenspektroskopie
AFM	Atomic force microscope (Rasterkraftmikroskop)
BIC	Bone to implant contact
CA	Kontaktwinkel
CHX	Chlorhexidin
CIST	Cumulative interceptive supportive therapy
CLSM	Confocal laser scanning microscope
cpTi	Commercially pure titanium
DOM	Digitales Oberflächenmodell
FEP	FRAUNHOFER-Institut für Organische Elektronik, Elektronenstrahl- und Plasmatechnik
FPS	Frame per second
HA	Hydroxylapatit
KLM	Konfokale Lasermikroskopie
KP	Kontaktprofilometrie
LM	Lichtmikroskopie
LP	Laserprofilometrie
P	Profilometrie
PMS	Puls-Magnetron-Sputtern
SLA [®]	Sand blasted, Large grit, Acid etched
Ra	Arithmetischer Mittenrauwert
RDA	Radioactive Dentin Abrasion
Rdc	Höhendifferenz zwischen zwei Schnittlinien
Rdq	quadratischer Mittelwert der Profilsteigung des Profils
REM	Rasterelektronenmikroskopie
Rmr	relativer Materialanteil des Profils
Rp	Höhe der größten Profilspitze
RPc	Spitzenzählparameter
RPM	Rounds per minute
Rq	Quadratischer Mittenrauwert

Rsk	Schiefe des Profils
RSm	Mittlere Rillenbreite der Profilelemente
RSR	Laserreflektion
Rt	Gesamthöhe des Profils
Rv	Tiefe des größten Profiltales
Rz	Größte Höhe des Profils
S5p	Fünf-Punkte-Spitzenhöhe
S5v	Fünf-Punkte-Senkenhöhe
S10z	Zehn-Punkte-Höhe
Sa	Arithmetische Durchschnittshöhe
Sds	Spitzendichte, alte Bezeichnung für Spd
Sdr	Gestrecktes Oberflächenverhältnis
Sdq	RMS (Root Mean Square)-Gradient
Spd	Spitzendichte
SM	Stereomikroskopie
TPS	Titan-Plasma-Sprühen
Vmc	Kernmaterialvolumen
Vmp	Spitzenmaterialvolumen
Vvc	Kernluftvolumen
Vvv	Muldenluftvolumen
XPS	Röntgenelektronenspektroskopie

1 Einleitung

1.1 Moderne Implantatoberflächen

Dentale Implantate dienen heute dem Ersatz einzelner Zähne, der Verankerung von Brücken oder auch der Pfeilervermehrung im rest- oder unbezahnten Kiefer, und stellen damit einen festen Bestandteil zahnärztlicher Therapiekonzepte dar (Neukam und Esser 2000, Schwarz und Terheyden 2011, Stanford 2008). Klassischerweise kommt hier ein zweizeitiges Vorgehen zum Einsatz, bei dem der Implantatinsertion eine Periode der geschlossenen Einheilung mit anschließender Freilegung und prothetischer Versorgung des Implantats folgt. Um eine möglichst frühzeitige Versorgung zu erreichen, wird versucht, sowohl über die Implantatform als auch die Funktionalisierung der Implantatoberfläche die Osseointegration dentaler Implantate zu verbessern und damit die Einheilzeit zu verkürzen (Coelho et al. 2009). Neben Implantaten aus Titan halten heute auch neue Materialien wie die Titan-Keramik-Legierung Roxolid® (Firma Institut Straumann, Basel, Schweiz) oder verschiedene Keramiken Einzug in die tägliche Praxis.

Die meisten dentalen Implantate sind heute schraubenförmig und weisen eine Rauheit von ein bis zwei μm auf (Albrektsson 2008, Albrektsson et al. 2008, Svanborg et al. 2010). Diese liegt höher als die der ursprünglich verwendeten maschinieren („gedrehten“) Oberflächen (Ra 0,4 μm), allerdings existieren beispielsweise mit dem Titan-Plasma-Sprühen (TPS) auch Methoden zur Oberflächenvergrößerung, die mit deutlich höheren Ra-Werten (meist etwa 7 μm) einhergehen (Le Guéhennec et al. 2007). Derartige Oberflächen weisen zwar eine bessere Knochenanlagerung als die ursprünglich verwendeten glatten Implantatoberflächen auf, da mit stark erhöhter Rauheit jedoch vermehrter Knochenabbau und auch ein erhöhtes Risiko von Entzündungen der periimplantären Gewebe einhergehen (Albrektsson et al. 2008), werden sie kaum noch eingesetzt (Le Guéhennec et al. 2007).

Typische Oberflächen mit Ra-Werten von 1-2 μm können durch Partikelstrahlen bzw. Partikelstrahlen und einen darauf folgenden Ätzvorgang erzeugt werden, wobei Strahlmedium und Säure variiert werden können. Über das

Partikelstrahlen wird dabei eine Makrorauheit auf den Oberflächen erzeugt, während der Ätzvorgang zu Mikrorauheiten führt. Gebräuchliche derartige Oberflächen sind die SLA[®]- bzw. SLActive[®]- („Sand blasted, Large grit, Acid-etched“) Oberfläche der Firma Straumann (Wennerberg et al. 2011) sowie die Friadent[®] Plus-Oberfläche bei den Xive[®]- und Ankylos[®]-Implantaten der Firma Dentsply (Mannheim, Deutschland) (Gehrke et al. 2006), oder auch die Promote[®] Oberfläche der Firma Camlog (Basel, Schweiz) (Strietzel und Reichart 2007). Gestrahlte und geätzte Oberflächen zeigen dabei, wie unter 1.3 genauer beschrieben, ein im Vergleich zu glatten oder sehr rauen Oberflächen besseres Einheilverhalten und verbesserte Langzeitstabilität (Le Guéhenec et al. 2007, Wennerberg et al. 2011).

Eine weitere Möglichkeit zur Erzeugung von strukturierten Implantatoberflächen ist die anodische Oxidation, wie sie bei TiUnite[®] (Nobel Biocare, Kloten, Schweiz) eingesetzt wird (Kang et al. 2009, Wennerberg und Albrektsson 2010). Hier wird neben der Erzeugung von Mikroporen zusätzlich das Kristallgefüge an der Oberfläche des Implantats verändert (Sawase et al. 2007) – zum einen wird die Oxidschicht dicker, zum anderen wird der Anteil der amorphen Titandioxidmodifikation zugunsten von Anatas und Rutil, deren Eigenschaften weiter unten beschrieben werden, verschoben (Hall und Lausmaa 2000). Schließlich finden sich hier neben den Titanoxiden auch Anionen aus den eingesetzten Elektrolytlösungen in den Oberflächen (Kang et al. 2009).

Neben dem Streben nach einer möglichst optimalen Mikrotopographie wurden auch vermehrt Versuche unternommen, über Veränderungen der Nanotopographie oder chemische Modifikationen die Einheilung von Implantaten zu verbessern. Daher finden seit einigen Jahren auch beschichtete Oberflächen ihre Anwendung. Ein Ansatzpunkt ist dabei das Ein- oder Aufbringen von Fluor auf die Oberflächenoxide zur Verbesserung des Einheilverhaltens (Petersson et al. 2009). Zu erwähnen ist hier beispielsweise die fluorid-modifizierte Oberfläche Osseospeed[™] der Firma Dentsply (Kang et al. 2009, Wennerberg und Albrektsson 2010). Aber auch Phosphat und Calcium finden als Bestandteil von kommerziellen Oberflächenbeschichtungen

Verwendung, beispielsweise als durch Plasmaspraysen in etwa 50 µm dicken Schichten (Coelho et al. 2009) aufgebracht Hydroxylapatit. Dabei zeigen derartige Oberflächen, neben der teilweisen Abgabe von Ionen in das umliegende Gewebe, positive Effekte auf Osteoblastendifferenzierung und Osseointegration, wobei jedoch bei den durch Plasmaspraysen aufgebracht Schichten vermehrt Komplikationen wie beispielsweise das Abscheren und ein Verlust der Beschichtung beobachtet wurde (Le Guéhennec et al. 2007). Erste Studien zu NanotiteTM, einer speziell mit Calciumphosphat-Nanostrukturen versehenen nanobeschichteten Oberfläche, fielen positiv aus (Orsini et al. 2007). Mit der Verfügbarkeit neuer Beschichtungsverfahren werden zukünftig auch weitere zur (Bio-)Funktionalisierung auf die Oberfläche aufgebracht Nanoschichten wie die in dieser Arbeit untersuchte Anatasbeschichtung auf dentalen Implantaten zunehmend Verwendung finden (Mendonça et al. 2008, Rupp et al. 2010, Wennerberg und Albrektsson 2010).

1.2 Beschreibung von Oberflächen anhand ihrer Topographie – Rauheit

Jede real raue Oberfläche besitzt eine spezifische, dreidimensionale Struktur. Um diese zu beschreiben, wird in absteigender Größenordnung zwischen Form, Welligkeit und Rauheit unterschieden (Stout und Blunt 1995, Volk 2013).

Die Form eines Werkstückes beschreibt dabei seine nominelle Oberfläche; Welligkeit und Rauheit stellen Abweichungen davon dar, die sich, sinusoidal dargestellt, hinsichtlich ihrer Wellenlängen unterscheiden. Langwellige Abweichungen werden dabei durch die Welligkeit beschrieben, kurzwellige durch die Rauheit. Beide Abweichungsarten werden dementsprechend über Filterung der jeweils untersuchten Oberfläche erhalten, wobei die Art und Größe des Filters wesentlichen Einfluss auf die erhaltene Oberfläche nehmen (Stout und Blunt 1995).

Enthält ein zweidimensionales Profil Informationen über Welligkeit und Rauheit, handelt es sich um das sogenannte Primärprofil (P-Profil). Nach entsprechender Filterung entstehen daraus das Welligkeitsprofil (W-Profil) oder das Rauheitsprofil (R-Profil), die dann weiter analysiert werden können (Abbildung 1). Für alle drei Profiltypen existierte schon in den 1980er Jahren

eine Fülle von Parametern, wobei diese teilweise spezifisch für das jeweilige Messverfahren oder bestimmte Anwendungen waren, was von Whitehouse als „Parameter-Rash“ bezeichnet wurde (Whitehouse 1982) und schließlich zur Einführung verschiedener internationaler Normen führte, darunter vor allem ISO 4287 (Deutsches Institut für Normung 2010a), die auch in der vorliegenden Arbeit Anwendung findet.

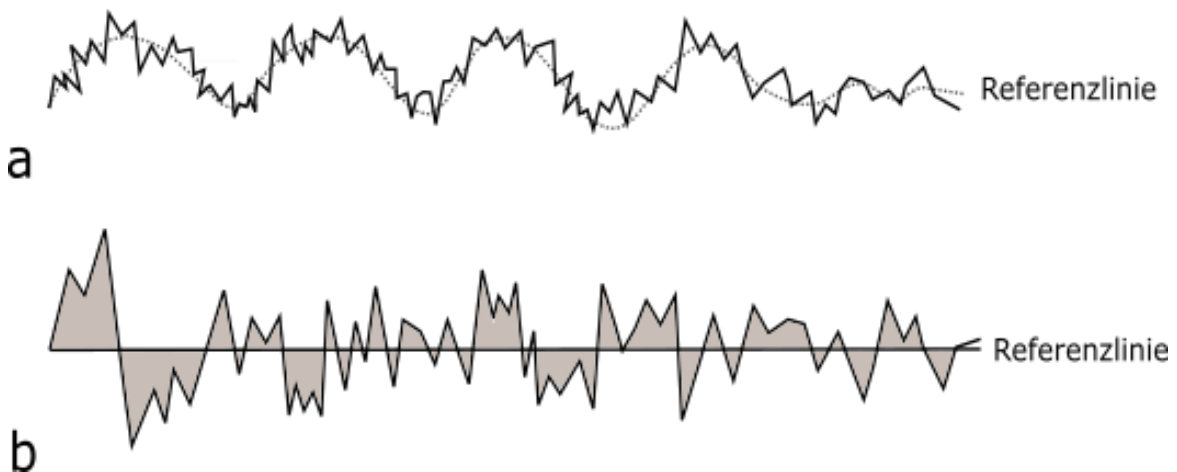


Abbildung 1: Schematisierte Profildarstellung. a: Primärprofil mit Referenzlinie. b: Gefiltertes Rauheitsprofil. Hierbei könnte die Referenzlinie in a auch als Welligkeit, also W-Profil, bezeichnet werden.

Die Kenngrößen für ein Einzelprofil werden im Allgemeinen in mindestens drei Gruppen unterteilt (Volk 2013, Wennerberg und Albrektsson 2000):

- (1) Höhenparameter, die auch als Amplitudenparameter bezeichnet werden, und Informationen über die Höhen von Spitzen und Tälern geben,
- (2) Abstandparameter, die zum Beispiel Informationen über die Distanz zwischen Unregelmäßigkeiten entlang des Messprofils liefern, sowie
- (3) Hybridparameter, die Informationen sowohl über Höhe als auch Abstand beinhalten, beispielsweise die wahre Länge eines Profils.

Zur Beschreibung der Topographie einer Oberfläche ist dabei jedoch immer die Kombination von Parametern der verschiedenen Kategorien sinnvoll (Dong et al. 1994a, Löberg et al. 2010, Stout 2000).

Weiterhin besteht heute die Möglichkeit, parallel zueinander aufgezeichnete Einzelmessstrecken zu einer Oberflächentopographie zusammenzufassen,

oder durch entsprechende Messverfahren primär ein dreidimensionales Oberflächenmodell zu bilden, das dann ein realitätsnäheres Abbild der wirklichen Oberflächenverhältnisse darstellt und die Anwendung von dreidimensionalen Surface-Parametern (S-Parameter) ermöglicht (Leach 2013). Diese sind teilweise mit 2D-Parametern korreliert (beispielsweise S_a und R_a), enthalten jedoch auch Informationen, die über R-Kenngrößen allein nicht gegeben werden können. Zusätzlich zu den bereits besprochenen Höhen-, Abstands- und Hybridparametern können hier auch sogenannte Funktions- und Volumenparameter erstellt werden, die weitere Informationen über die Eigenschaften einer Oberfläche liefern. Nach Ansicht verschiedener Autoren (Löberg et al. 2010, Scott 2009, Wang et al. 2011) sind diese Parameter besser geeignet, um die auf den Oberflächen dentaler Implantate bestehenden mikro- und makrotopographischen Verhältnisse darzustellen. Letztlich existiert auch hier eine Fülle von 3D-Parametern, deren Anwendung über ISO 25178 geregelt wird (Leach 2013).

Grundlage für die fehlerfreie Ermittlung der oben beschriebenen Parameter ist die korrekte Anwendung von Filtern. Für zweidimensionale Oberflächen wird dabei in ISO 4288 eine sogenannte cut-off-Wellenlänge von $1/5$ der untersuchten Messstrecke gefordert, während bei dreidimensionalen Parametern ein Gauss-filter angewendet wird (Deutsches Institut für Normung 2012b, Seewig 2013, Stout und Blunt 1995). Die jeweils mit λ_c bezeichneten Grenzwellenlängen bezeichnen dabei den Übergang vom Rauheits- zum Welligkeitsprofil (Deutsches Institut für Normung 2010a).

Eine genaue Angabe der angewandten Filter, des Messfeldes sowie der Parameter ist notwendig, da sich sonst Probleme beim Vergleich ergeben können (Macdonald et al. 2004). An dieser Stelle sei bereits darauf hingewiesen, dass der Großteil der Studien zum Verschleiß von Implantatoberflächen in dieser Hinsicht Mängel aufweist, was die Vergleichbarkeit angegebener Rauheitswerte stark negativ beeinflusst (Louropoulou et al. 2012).

1.3 Zusammenhang zwischen Rauheit und Osseointegration

Der Begriff der Osseointegration wurde von Brånemark geprägt und von ihm als enger Kontakt zwischen Knochen und Titan bzw. seinen Legierungen auf lichtmikroskopischer Ebene definiert (Brånemark 1983). Als wesentliches auch heute noch gültiges Misserfolgskriterium wurde dabei die Interposition von nicht mineralisiertem Bindegewebe zwischen Implantat und Knochen benannt. Mittlerweile existieren erweiterte Definitionen der Osseointegration, beispielsweise von Albrektsson und Zarb als „Prozess, bei dem eine klinisch asymptotische, starre Befestigung alloplastischer Materialien im Knochen erzielt und unter funktioneller Belastung erhalten wird“ (Albrektsson und Johansson 2001, Albrektsson und Wennerberg 2005).

Die Knochenneubildung beginnt dabei letztlich mit der Implantatinsertion, die initial zu Adsorption gelöster Proteine an die Implantatoberfläche, kurz darauf zu einer entzündlichen Reaktion mit Zell- und Gefäßinvasion sowie schließlich Osteoidablagerung und letztlich dann zum belastungsspezifischen Umbau der Knochenstruktur von trabekulär nach lamellär führt (Lemons 2004, Li et al. 2008).

Untersuchungen haben gezeigt, dass die Bildung von strukturiertem Knochengewebe mit Havers-Kanälen nur bis zu einer Distanz von bis zu 100 µm vom eigentlichen Implantat stattfindet, während amorphes Knochengewebe jedoch auch in Poren bis zur Größe von 1 µm eindringt (Albrektsson und Wennerberg 2005, Wennerberg und Albrektsson 2000). Im direkten Implantatkontakt findet sich folglich eine amorphe Knochenmatrix von 20 - 500 µm Dicke (Albrektsson und Johansson 2001), die in der unmittelbaren Implantatumgebung hauptsächlich aus teilweise kalzifizierten Proteoglykanschichten besteht (Albrektsson 2008) und erst mit zunehmender Knochenreife ausgebildet wird (Morinaga et al. 2009). Dabei existiert ein enger Zusammenhang zwischen Faktoren wie Zelladhäsion (Anselme et al. 2000), Zellproliferation (Zhu et al. 2004), Genexpression (Brett et al. 2004), Adhäsion von Plasmaproteinen (Sela et al. 2007) und letztlich auch der Osseointegration mit der Rauheit der jeweils inkorporierten Oberfläche (Cooper 2000, Le Guehennec et al. 2008). Für dentale Implantate konnte gezeigt werden, dass

insbesondere moderat raue Oberflächen mit einem Ra- bzw. Sa-Wert von 1-2 μm (Wennerberg und Albrektsson 2009) ein gutes Osseintegrationsverhalten zeigen. Erklärt wird dies unter anderem durch eine veränderte Genexpression von Osteoblasten (Schneider et al. 2003).

Während die Bedeutung der Mikrotopographie für das Osseintegrationsverhalten von dentalen Implantaten also schon länger bekannt ist (Deyneka-Dupriez et al. 2007, Lang und Jepsen 2009), wurde in den letzten Jahren deutlich, dass auch Nanostrukturen auf Implantatoberflächen einen wesentlichen Einfluss auf die beschriebenen Prozesse nehmen können (Svanborg et al. 2010). Nanostrukturen wirken dabei auf Osseintegration (Meirelles et al. 2008), Zelladhäsion und Proteinabsorption (Anselme et al. 2010). Weiterhin konnte ein positiver Effekt von Nanorauheiten auf die Gewebeheilung im Knochen nachgewiesen werden (Le Guéhennec et al. 2007, Stanford 2010). Damit einhergehend ergaben sich Hinweise auf eine im Vergleich zu Oberflächen ohne Nanorauheiten bessere Osseintegration (Gittens et al. 2011, Meirelles et al. 2008, Mendonça et al. 2008). Allerdings scheinen sich Mikro- und Nanotopographie gegenseitig zu beeinflussen (Wennerberg und Albrektsson 2009). Daraus folgt, dass eine Charakterisierung von Implantaten zukünftig auf Ebene von Makro-, Mikro- und Nanorauheit geschehen sollte.

Als Maß für die Stabilität eines Implantats im Knochen, und damit auch für die Osseintegration, wurde bisher vor allem die Scherfestigkeit, die durch makro- und mikroskopisches Ineinandergreifen von Implantat und Knochen (Hansson und Norton 1999) bedingt wird, herangezogen. Im Zuge dessen wurde auch versucht, verschiedene Rauheitsparameter mit der Scherfestigkeit in Verbindung zu bringen. Letztere ist bei höheren Rauheitswerten zwar besser als bei niedrigen (Elias et al. 2008, Shalabi et al. 2006), weist aber keine direkte Korrelation mit Ra auf (van Tol et al. 2013), weswegen immer mehrere Parameter in derartige Betrachtungen mit einbezogen werden sollten. Hingegen können Ra, Rt und Rz einen Indikator für Scherkräfte darstellen, wenn Unterschiede zwischen den verglichenen Oberflächen nicht in der Struktur oder Form der Oberfläche liegen, sondern in der Größenordnung der Werte, die

diese Parameter annehmen. Letztlich ist die Retention aber besonders in der initialen Heilungsphase (Albrektsson und Wennerberg 2004) vor allem von Unterschnitten, und damit vom Implantatdesign, abhängig (Hansson 2000). Hansson hat in derselben Arbeit festgestellt, dass somit Oberflächen, die viele Vertiefungen mit einem gewissen Durchmesser und möglichst scharfem Übergang dazwischen aufweisen, im Hinblick auf die Scherfestigkeit besonders günstig sein müssten. Damit stimmt überein, dass Scherkräfte und Torque in entsprechenden Versuchen bei gestrahlten und geätzten Oberflächen höher ausfielen als bei maschinieren Oberflächen (Coelho et al. 2009).

Die Verankerung eines Implantats im Knochen kann auch über die Knochen-Implantat-Kontaktfläche (Bone to implant contact, BIC) beschrieben werden, die ebenfalls mit Ra zusammenhängt: rauere Oberflächen führen hier zu höheren Werten (Shalabi et al. 2006). In diesem Zusammenhang muss erwähnt werden, dass der während einer Implantatinserion anfallende Debris selbst osteogenes Potential besitzt (Dhore et al. 2008) und mit höherer Rauheit vermehrte Debrisbildung und damit auch vermehrte Knochenbildung einher geht (Tabassum et al. 2009), was dann letztlich wieder zu einem höheren BIC führen dürfte.

Während die durch eine erhöhte Rauheit erzeugte Oberflächenvergrößerung sich also positiv auf die Osseointegration eines Implantats auswirkt, führt sie jedoch gleichermaßen zur Bildung von Nischen. Damit geht ein erhöhtes Risiko bakterieller Besiedlung (Subramani et al. 2009) sowie folglich periimplantärer Entzündung (Mombelli et al. 2012) einher, so dass der Gestaltung des Übergangs am Implantatthals große Bedeutung zukommt. Da Osteoblasten auf rauhen, Fibroblasten hingegen auf glatteren Oberflächen besser proliferieren (Kunzler et al. 2007), muss zusätzlich bedacht werden, dass zwar durch eine weniger raue Oberfläche die Bildung eines dichten Weichgewebsmantels ermöglicht, gleichzeitig aber auch das Herabwachsen von Epithel in Richtung des Knochens, im Sinne einer bindegewebigen Einheilung, vermieden werden muss.

Letztlich ist im Kontext von Rauheit auch immer zu bedenken, dass durch die Einführung von beispielsweise Mikrorauheiten die Hydrophilie einer

Titanoberfläche beeinflusst wird (Rupp et al. 2004): Dabei kommt es durch Lufteinschlüsse an der Oberfläche zu einer vermehrten initialen Hydrophobie und Verringerung der freien, verfügbaren Oberfläche, was wiederum Einfluss auf die Einheilung nehmen kann (s.u.).

Der Beschreibung der topographischen Eigenschaften einer Implantatoberfläche kommt also ein wesentlicher Stellenwert für deren Beurteilung zu. In der Literatur werden aktuell von unterschiedlichen Autoren verschiedenste Parameterkombinationen zur Charakterisierung von Implantaten empfohlen, beispielsweise Ra, Rz, RSm, Sa, Sds und Sdr von Dohan et al. (Dohan Ehrenfest et al. 2010), Sa, Sds und Sdr von Wennerberg und Albrektsson (Wennerberg und Albrektsson 2010) oder auch Sa, Sdq und Vvc von Löberg et al. (Löberg et al. 2010).

1.4 Zusammenhang zwischen Hydrophilie und Osseointegration

Wie bereits erwähnt beruht Osseointegration initial auf einer Anlagerung von Blut und Blutbestandteilen, insbesondere Proteinen und Wachstumsfaktoren, auf die Implantatoberfläche. Da hydrophile Oberflächen besser als hydrophobe von wässrigen, kolloidalen Lösungen wie Blut benetzt werden können (Strnad et al. 2007), erscheint der Einsatz hydrophiler bzw. hydrophilierter Implantate zur Verbesserung der Osseointegration schlüssig. In der Tat konnte gezeigt werden, dass hydrophile Oberflächen nicht nur mit biologischen Flüssigkeiten und Zellen wechselwirken, sondern auch die Fibrin- und Fibronectinadhäsion verbessern (Gittens et al. 2014). Fibrin dient im weiteren Verknöcherungsprozess den Prä-Osteoblasten als Leitstruktur. Wichtig ist in diesem Zusammenhang der Austausch von primär an der Implantatoberfläche aus dem Blut gebundenem Albumin gegen andere Proteine der extrazellulären Matrix, der auf hydrophilen Oberflächen wesentlich leichter möglich ist als auf hydrophoben (Arima und Iwata 2007). Auch gilt die Hydrophilie neben der Rauheit als wichtiger Einflussfaktor für die Differenzierung von Osteoblasten (Gittens et al. 2013), die dadurch unter anderem zu vermehrter Produktion von Osteocalcin angeregt werden und eine erhöhte Aktivität der alkalischen Phosphatase zeigen (Zhao et al. 2005). Dies ist möglicherweise ein Grund

dafür, dass sehr hydrophile Implantate wie das bereits erwähnte SLActive[®]-Implantat von Straumann bessere initiale Einheiltendenzen zeigen (Schwarz et al. 2007a, Wennerberg et al. 2011). Der direkte Vergleich von hydrophobem SLA[®] und hydrophilem SLActive[®] zeigte dabei in einer in vivo Studie, dass der neue Knochen sich nicht nur um das Implantat herum formierte, sondern auch auf Implantatoberfläche selbst entstand (Lang et al. 2011b). Neben der Hydrophilie nehmen aber auch Rauheit und Oberflächenenergie Einfluss auf die Osteoblastenaktivierung (Elias et al. 2008).

Handelsübliche Implantate weisen heute folglich neben unterschiedlicher Rauheit auch deutlich Unterschiede in ihrer Hydrophilie (Rupp et al. 2011) auf, wobei letztere neben Rauheiten im Mikrometerbereich auch von Nanorauheiten beeinflusst wird (Rupp et al. 2014). Die Hydrophilie unterliegt dabei allerdings auch zeitabhängigen Faktoren. Für Titan konnte gezeigt werden, dass seine Bioaktivität mit der Zeit durch das sogenannte Ageing abnimmt, mit dem auch eine deutliche Abnahme der Hydrophilie einhergeht (Att et al. 2009b). Dem Problem, eine hohe Oberflächenenergie und damit auch Hydrophilie eines Implantats zwischen Fertigung und Insertion aufrecht zu erhalten (Albrektsson 2008), wird bei den schon erwähnten SLActive[®]-Implantaten durch die Lagerung in isotoner Kochsalzlösung begegnet, was zu (im Vergleich zum nicht modifizierten SLA[®]) deutlich verringerter Kohlenwasserstoffablagerung und somit geringeren Kontaktwinkeln führt (Lang et al. 2011b, Rupp et al. 2006, Schwarz et al. 2007a); die Beschichtung eines Implantats mit Anatas, über das mittels UV-A-Belichtung kurz vor Insertion die Superhydrophilie der Oberfläche wiederhergestellt werden könnte (siehe 1.7.1), wäre eine weitere Möglichkeit, die mit diesem Phänomen einhergehenden positiven Effekte nutzbar zu machen (Rupp et al. 2010).

1.5 Periimplantäre Weichgewebe und Plaqueformation

Die suprakrestalen Weichgewebe zeigen starke Ähnlichkeit zu den die natürlichen Zähne umgebenden Strukturen (Weber und Cochran 1998). Sie umschließen den transgingivalen Implantatanteil und stellen damit eine Infektionsbarriere dar, wobei sich die Rauheit der Implantatschulter bzw. des

Abutments auf die Faserausbildung und –Orientierung auswirkt (Yamano et al. 2011). Letztere verlaufen demnach vornehmlich parallel zur Implantatachse (Myshin und Wiens 2005, Weber und Cochran 1998).

Raue Oberflächen fördern in diesem Bereich die Plaquebildung (Esposito et al. 1998b, Quirynen et al. 1990, Teughels et al. 2006), beispielsweise durch die Adhäsion des für die Etablierung eines Biofilms bedeutsamen *Streptococcus sanguis* (*S. sanguis*) (Pereira da Silva et al. 2005), da sie einerseits wie unter Abschnitt 1.3 bereits beschrieben Nischen darstellen, an denen Bakterien adhären können, ohne Scherkräften ausgesetzt zu sein, andererseits auch die Oberfläche generell vergrößern (Quirynen und Bollen 1995). Auch eine Erhöhung der Oberflächenenergie führt zu vermehrter Plaqueanlagerung (Quirynen et al. 1994), wobei gezeigt werden konnte, dass Oberflächenenergie und Rauheit zusammenhängen, Rauheit aber als der wichtigere Faktor von beiden anzusehen ist (Quirynen 1994). Der auf raueren Oberflächen angelagerte Biofilm enthält weiterhin mehr pathogene Bakterien als jener auf glatteren Oberflächen; außerdem reift er schneller und ist schwieriger zu entfernen. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die supragingivale Biofilmbildung wesentlich schneller fortschreitet als jene im subgingivalen Bereich, wobei mit abnehmendem arithmetischem Mittenrauwert (R_a) supragingival auch die Plaquemenge abnimmt, während der Einfluss von R_a subgingival kaum ausgeprägt zu sein scheint (Elter et al. 2008).

Aufgrund der vermehrten Plaquebildung auf rauhen Oberflächen werden für transgingivale Implantatstrukturen glatte Oberflächen verwendet. Allerdings ist die Reduktion der Rauheit nur bis zu einem Schwellenwert von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ sinnvoll, da darunter keine wesentliche Verringerung der Biofilmbildung mehr stattfindet (Bollen et al. 1996) und sich eine zu starke Glättung negativ auf die Anlagerung der Weichgewebe auswirkt.

Die Bakterienadhäsion kann, neben der Reduktion von Makro- und Mikrorauheit, zusätzlich über die Einführung von Nanorauheiten, wie sie z.B. durch eine Anatasbeschichtung entstehen, verringert werden (Lorenzetti et al. 2015). Auch die Verhinderung einer Kolonisierung über antibakterielle Aktivität

(Yoshinari et al. 2001), beispielsweise durch Anatas (Suketa et al. 2005), stellt eine weitere Möglichkeit dar, die Plaqueanlagerung zu beeinflussen.

Aussagen und Ergebnisse zum Einfluss von Hydrophilie auf die Plaqueformation sind kontrovers. Während einige Autoren festgestellt haben, dass eine hydrophile Oberfläche eher zu Plaqueanlagerung neigt (Teughels et al. 2006), konnten andere Studien zumindest für die initiale Biofilmbildung keinen nennenswerten Einfluss der Hydrophilie nachweisen (Schwarz et al. 2007b). Eine aktuelle Studie gibt zudem an, dass hydrophile Anatasoberflächen eher zu geringerer Plaqueanlagerung neigen, was von den Autoren nicht nur auf die eingeführten Nanorauheiten, sondern auch auf die Hydrophilie zurückgeführt wird (Lorenzetti et al. 2015).

Auch wenn die Befunde hinsichtlich der Beziehung zwischen Hydrophilie und Plaqueanlagerung bisher nicht eindeutig sind, sind hydrophile Oberflächen im Bereich der transmukosalen Implantatanteile dennoch prinzipiell als vorteilhaft einzustufen, da eine Abdichtung des Implantats gegen das Milieu der Mundhöhle durch einen sicheren Weichgewebsmantel notwendig ist (Quiryne et al. 2002) und das dafür notwendige Wachstum und die Formation von Keratinozyten durch Hydrophilie positiv beeinflusst wird (Gittens et al. 2014).

Weitgehend ungeklärt ist indes bisher, inwiefern sich die mit der Biofilmformation einhergehende vermehrte Ablagerung von Kohlenwasserstoffen auf die Hydrophilie in diesem Bereich im Sinne eines Ageings auswirkt (Schwarz et al. 2009b).

1.6 Methoden zur Charakterisierung und quantitativen Beschreibung von Oberflächen

Oberflächen können prinzipiell qualitativ und quantitativ beurteilt werden. Die qualitative Beurteilung erfolgt dabei meist durch bildgebende Verfahren, wie Auflichtmikroskopie oder Rasterelektronenmikroskopie (REM), wobei letztere aufgrund ihrer hohen Auflösung klassischerweise der morphologischen Beurteilung von Oberflächen dient (Wennerberg und Albrektsson 2000).

Instrumente zur quantitativen Oberflächenanalyse können in drei große Gruppen unterteilt werden: Mechanische Kontaktprofilometer, optische Profilometer sowie Rastersondenmikroskope.

Mechanische Kontaktprofilometer wie das im Rahmen dieser Studie eingesetzte Perthometer (2.2.4) arbeiten nach dem Tastschnittverfahren. Das bedeutet, dass ein Messkopf, der auch als Stylus bezeichnet wird und mit einer Diamantspitze versehen ist, eine Strecke transversal auf der zu untersuchenden Probe abfährt und Höhenunterschiede entlang dieser Messstrecke, vermittelt durch die Auslenkung des Tastarms, analog oder als digitales Signal aufgezeichnet werden. Das Nutzen eines Stylus stellt dabei den hauptsächlichen Nachteil dieses Verfahrens dar, da dessen Dimension einerseits die Auflösungsgrenze bestimmt, andererseits verschleißbedingte Effekte nicht ausgeschlossen werden können (Volk 2013). Beispielsweise kann es, da der Stylus Riefen oder Poren, die kleiner als der Spitzendurchmesser sind, nicht erfassen kann, zu einer Glättung der Oberfläche kommen (Stout und Blunt 1995). Weiterhin können aufgrund des Längsabtastverfahrens bei dentalen Implantaten Bereiche wie die Schulter nur schlecht dargestellt werden, wohingegen sich die Methode für plane Oberflächen, wie sie innerhalb dieser Arbeit untersucht werden, gut eignet. Zusätzlich eignet sich das Verfahren ebenfalls, um strukturelle Abweichungen auf sonst regelmäßigen Oberflächen, wie sie bei Verschleiß auftreten, zu beurteilen (Wennerberg und Albrektsson 2000).

Optische Verfahren zur Profilometrie besitzen den Vorteil, dass die jeweiligen Oberflächen berührungslos vermessen werden können, wodurch eine eventuelle Kontamination und Beschädigung, wie sie bei den oben beschriebenen Instrumenten möglich ist, nicht befürchtet werden muss (Stout und Blunt 1995). Zu erwähnen sind hier beispielsweise Weißlichtinterferometer, Konfokale Lasermikroskope (Confocal laser scanning microscopy, CLSM) sowie fokusvariierende Mikroskopie und Punkt-Autofokus-Profilometrie (Deutsches Institut für Normung 2010b). Neben Vorteilen wie der hohen Auflösung und, im Fall der Weißlichtinterferometer, hoher Messgeschwindigkeiten, gehen diese Verfahren jedoch auch mit Nachteilen

einher, da einige Oberflächen sich durch sie nicht fehlerfrei abbilden lassen (Macdonald et al. 2004): besonders bei den Methoden der fokusvariierenden Mikroskopie, bei denen mindestens 4% des einfallenden Lichtes von der Oberfläche reflektiert werden müssen, können wenig reflektierende Oberflächen oder auch solche mit vielen verschiedenen Reflexionskoeffizienten oder tiefen Abhängen zu Problemen führen (Stout und Blunt 1995).

Eine weitere optische Möglichkeit zur Vermessung und Darstellung von Oberflächen stellt heute die computergestützte Verarbeitung von rasterelektronenmikroskopisch gewonnenen Bildpaaren zu dreidimensionalen Oberflächenmodellen dar, aus denen dann mit entsprechenden Programmen die gewünschten Informationen über das Oberflächenprofil gewonnen werden können.

Rastersondenmikroskope hingegen tasten die zu untersuchende Probe mit einem feinen Messkopf (Cantilever) ab und gewinnen so Informationen in äußerst hoher Auflösung (im Nanometerbereich). Das ermöglicht beispielsweise die Beurteilung der Interaktion von Oberflächen mit Zellen oder Proteinen, führt jedoch letztlich auch dazu, dass nur sehr kleine Messfelder (meist 100 x 100 µm oder weniger) untersucht werden können, was bei bestimmten Oberflächenstrukturen zu nicht repräsentativen Ergebnissen führen kann (Wennerberg und Albrektsson 2000).

Da die beschriebenen Verfahren unterschiedliche Informationen über die zu untersuchende Oberfläche liefern, ist ihre Kombination sinnvoll. Dies wird nicht zuletzt dadurch bedingt, dass Implantatoberflächen Strukturen verschiedener Größenordnung (vom Gewinde bis zu Nanorauheiten) und chemischer Beschaffenheit umfassen (Loeberg et al. 2014). Ungersböck und Rahn empfahlen bereits 1994 die Verbindung einer quantitativen Methode wie der Profilometrie mit qualitativen Methoden, unter anderem der Rasterelektronenmikroskopie (Ungersböck und Rahn 1994). Empfohlen wird auch die Kombination von REM und Weißlichtinterferometer (Svanborg et al. 2010). Rasterkraftmikroskopie (AFM) und 3D-REM (Löberg et al. 2010, Loeberg et al. 2014, Wang et al. 2011) decken den Mikrometer- und Nanometerbereich ab, wobei AFM die durch Ätzzvorgänge an Implantatoberflächen erzeugten

chemischen Veränderungen und 3D-REM die Morphologie der Oberflächen, wie sie beispielsweise durch Sandstrahlen erzeugt wird, darstellt. Letztlich ist die zu verwendende Kombination komplementärer Methoden immer abhängig von der jeweiligen Fragestellung.

Neben den topographischen Eigenschaften werden heute zunehmend auch die chemischen Zusammensetzungen neuer Implantatoberflächen untersucht. Dabei kommen vor allem spektroskopische Techniken wie XPS (Röntgenelektronenspektroskopie) und AES (Augerelektronenspektroskopie) zum Einsatz (Kang et al. 2009). Schließlich können, wie oben erwähnt, auch physikalische Eigenschaften wie beispielsweise die Benetzbarkeit einer Oberfläche zu ihrer Charakterisierung beitragen.

Aufgrund der Vielzahl von verschiedenen Methoden und der unterschiedlichen Eigenschaften von Implantaten wurde bereits 2010 von Dohan Ehrenfest et al. ein System zur eindeutigen Klassifikation von Implantaten in Kombination mit standardisierten Charakterisierungsverfahren vorgeschlagen, das sich jedoch bis heute nicht durchsetzen konnte (Dohan Ehrenfest et al. 2010).

1.7 Anatas

Anatas ist, neben Rutil und Brookit, eine kristalline Modifikation des auf Implantatoberflächen vorkommenden Titandioxids; auf konventionellen Implantatoberflächen findet man allerdings deutlich mehr amorphes TiO_2 als Anatas und Rutil.

Weiterhin zeigt Anatas Halbleitereigenschaften. Es besitzt eine Elektronenlücke bei 3.23 eV, während diese Lücke im Fall von Rutil bei 3.02 eV, also einem niedrigeren Energiebereich, liegt (Del Curto et al. 2005). Dies bewirkt, dass Licht mit einer Wellenlänge, die kleiner ist als es dieser Bandlücke entspricht, im Fall von Anatas folglich unter 380 nm und damit im ultravioletten Bereich, Elektronen aus besetzten Valenzen in das Leitungsband versetzen kann. Die UV-induzierten angeregten Elektronen und Leerstellen (Löcher) führen, bei Anwesenheit von O_2 oder H_2O , zur Entstehung von photokatalytisch wirksamen Radikalen, die mit Molekülen an der Anatasoberfläche auf vielfältige Weise in Wechselwirkung treten können (Rupp et al. 2010). Über diese Radikalbildung,

die zu einer oxidativen Dekontamination führt, und verschiedene bei UV-Aktivierung stattfindende strukturelle Änderungen an der Anatas-Oberfläche werden weitere Eigenschaften wie die Superhydrophilie erklärt, auf die in den folgenden Abschnitten näher eingegangen werden soll.

Es existieren verschiedene Möglichkeiten, Anatas auf Titanproben zu erzeugen (Silva und Faria 2009). Dabei sind Verfahren, in denen amorphes TiO_2 beispielsweise durch Wärmebehandlung in Anatas umgewandelt wird (Kern et al. 2005, Lorenzetti et al. 2014a, Shibli und Mathai 2008), von solchen, bei denen Anataskristallite als Schicht auf ein Trägermedium, in der Regel Titan, aufgebracht werden, zu unterscheiden (Drnovsek et al. 2012, Frach et al. 2006, Lopez-Huerta et al. 2014, Sollazzo et al. 2007).

1.7.1 UV-induzierte Eigenschaften

Die Bestrahlung mit UV-Licht führt auf Anatasoberflächen zu verschiedenen Effekten, die in den entsprechenden Studien beispielsweise über die Benetzbarkeit, Zelladhäsion oder Bakterienwachstum erfasst wurden. Dabei konnte festgestellt werden, dass eine Zunahme der Bestrahlungsdauer und -Intensität in der Regel mit stärkeren Effekten einhergeht (Ahn et al. 2011, Cheng et al. 2009, Rupp et al. 2010).

1.7.1.1 Superhydrophilie

Die Hydrophilie eines Werkstoffs kann über seine Benetzbarkeit mit Wasser beschrieben werden. Beim sogenannten Sessile-Drop (Liegend-Tropfen)-Verfahren wird dabei ein Wassertropfen auf die zu untersuchende Oberfläche aufgebracht und der Winkel bestimmt, den eine im Bereich der Gas-/Feststoff-/Flüssigkeitsgrenzfläche an die Tropfenkontur angelegte Tangente zur Grundfläche bildet (Abbildung 2). Diesen Winkel bezeichnet man als Kontaktwinkel θ (hier im Weiteren CA, contact angle, genannt). Erreicht dieser Winkel bei der Benetzung mit Wasser sehr niedrige Werte, so bezeichnet man die betreffende Oberfläche als superhydrophil (Rupp et al. 2014). Je nach Autor liegt der Grenzwert für die Superhydrophilie dabei bei 5° oder 10° .

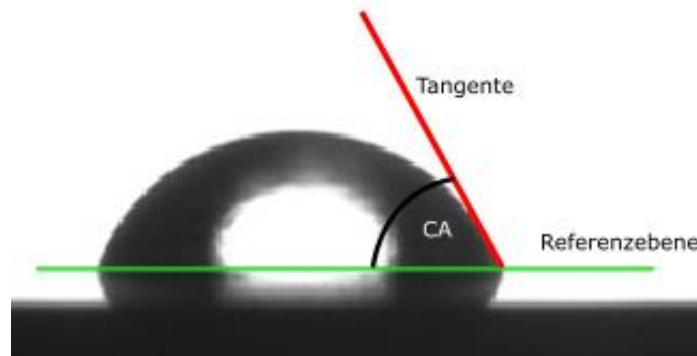


Abbildung 2: Ermittlung des Kontaktwinkels. Grün: Referenzebene. Rot: Tangente an Grenzfläche. Schwarz: Kontaktwinkel (CA).

Anatas zeigt diese Eigenschaften nach Bestrahlung mit UV-Licht (Hashimoto et al. 2005, Lorenzetti et al. 2015, Sawase et al. 2008); es kommt zu Kontaktwinkeln von bis zu 0° . Für diesen Effekt existieren drei unterschiedliche Erklärungsansätze: Zum einen beruht das Absinken der Kontaktwinkel auf der UV-induzierten Erzeugung von Vakanzen innerhalb des TiO_2 an der Oberfläche durch Verlust einzelner Sauerstoffatome. Die vakanten Stellen werden von dissoziierenden Wassermolekülen besetzt, wodurch die Benetzbarkeit der Oberfläche verbessert wird (Ahn et al. 2011, Wang et al. 1997). Weiterhin brechen auf der Oberfläche Ti-O Bindungen, an die Hydroxylionen assoziiert sind, auf. Schließlich werden durch die photokatalytischen Effekte, wie weiter unten genauer beschrieben, Verunreinigungen der Oberfläche entfernt (Rupp et al. 2010, Zubkov et al. 2005). Besonders die Bereiche in der unmittelbaren Umgebung eines die Oberfläche benetzenden Tropfens werden durch diesen Mechanismus hydrophiliert, wodurch selbiger dann über diese Bereiche ausfließen kann. Die erzeugten niedrigen Kontaktwinkel können über enge Zeiträume (wenige Stunden bis wenige Tage) beibehalten werden, bevor sie wieder ansteigen. Dieser Anstieg wird auch als Ageing bezeichnet, wobei zwei Mechanismen dafür verantwortlich gemacht werden: Zum einen werden die an den ehemals vakanten Stellen gebundenen Hydroxylionen frei und durch beispielsweise Sauerstoff ersetzt, zum anderen wird die Oberfläche durch die erneute Ablagerung von Kohlenwasserstoffen zunehmend kontaminiert (Lorenzetti et al. 2014a).

Dieser Prozess ist reversibel; erneute UV-Bestrahlung stellt die Superhydrophilie wieder her (Rupp et al. 2010). Weiterhin hängt die Geschwindigkeit, mit der der Kontaktwinkel wieder zunimmt, von verschiedenen Faktoren wie der Umgebungstemperatur (Hashimoto et al. 2005) oder der Konzentration von Kohlenwasserstoffen in der Umgebungsluft (Zubkov et al. 2005) ab.

Sawase konnte 2008 zeigen, dass UV-hydrophilisierte Anatasoberflächen nicht nur zu einer besseren Zelladhäsion und -Proliferation, sondern auch im Vergleich zu unbelichteten Anatasimplantaten zu einer deutlich besseren Knochenmineralisation führen (Sawase et al. 2008).

1.7.1.2 Photokatalyse

Der oben beschriebene stark hydrophile Zustand beruht auf den photokatalytischen Eigenschaften von Anatas. UV-Bestrahlung führt dabei bei Anwesenheit von O_2 oder H_2O zur Entstehung reaktiver Sauerstoffspezies wie O_2^- , $\cdot OH$, $HO_2\cdot$ und $O\cdot$, die mit an der Oberfläche adsorbierten Molekülen in Wechselwirkung treten können (Hashimoto et al. 2005) und denen eine Rolle bei der Schaffung optimaler Osseointegrationsbedingungen zugeschrieben wird (Lee et al. 2005). Erklärt wird dies über die Entstehung von Vakanzen auf der TiO_2 -Oberfläche während des Belichtungsvorgangs. Diese Leerstellen können daraufhin von H_2O oder O_2 besetzt werden, die wiederum unter Bildung der oben genannten Radikale zerfallen. Dabei kommt es zu einer deutlichen Reduktion von Kohlenstoff auf der jeweiligen Oberfläche, was neben dem zusätzlich stark absinkenden Kontaktwinkel als Nachweis für die Aktivität derartiger Oberflächen herangezogen werden kann (Ueno et al. 2010). Auch Proteine wie Albumin können durch Photokatalyse auf Anatasdünnschichten abgebaut werden (Rupp et al. 2010). Der Effekt beschränkt sich allerdings nicht nur auf kleine Biomoleküle; auch Organismen wie *Escherichia coli* (*E. coli*) können auf Anatasdünnschichten mit Hilfe von UV-Strahlung oxidativ abgebaut werden (Hashimoto et al. 2005). Dieser Effekt wird vermittelt, indem die Radikale die Zellwand angreifen, was schließlich zur Peroxidation der Membranlipide führt. Auch der in der Mundhöhle vorkommende *Streptokokkus*

mutans (*S. mutans*) wird durch modifizierte Anatasfilme abgebaut (Choi et al. 2009), ebenso *Staphylococcus aureus* (*S. aureus*) (Shiraishi et al. 2009) oder periimplantitisassoziierte Erreger wie *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (*A. actinomycetemcomitans*) oder *Fusobacterium nucleatum* (*F. nucleatum*) (Suketa et al. 2005). Ähnliche Ergebnisse wurden auch für anatasbeschichtete Drähte in der Kieferorthopädie publiziert (Chun et al. 2007).

1.7.2 Biofilmformation auf Anatasoberflächen

Die Formation eines Biofilms auf einer Oberfläche ist, wie weiter oben bereits ausgeführt, neben der Topographie auch von Faktoren wie der Oberflächenenergie abhängig. Für Anatasoberflächen konnte gezeigt werden, dass sie im Vergleich zu Reintitan eine geringere Biofilmformation aufweisen (Dorkhan et al. 2014).

1.7.3 Unterschiede zwischen Anatas und Rutil

Neben Anatas zeigt auch die thermodynamisch stabilere (Silva und Faria 2009) Rutilmodifikation des Titandioxids photokatalytische Eigenschaften. Dabei sind diese jedoch deutlich weniger stark ausgeprägt (Ahn et al. 2011, Hashimoto et al. 2005, Silva und Faria 2009). Dies ist vor allem darauf zurückzuführen, dass die photokatalytischen Effekte von der Stärke des Redoxpotentials der jeweiligen Oberfläche abhängen und dieses bei Anatas höher ist als bei Rutil. Auch verschiedene andere physikalische und chemische Eigenschaften der beiden Modifikationen, wie beispielsweise die Dicke der an den für die Photokatalyse an der Oberfläche notwendigen Elektronentransportvorgängen teilnehmenden Schicht, die bei Anatas deutlich größer ist, tragen zu den beobachteten Unterschieden bei (Luttrell et al. 2014). Es gibt jedoch Hinweise darauf, dass eine Mischung von Anatas und Rutil einer reinen Anatasoberfläche im Hinblick auf antibakterielle Eigenschaften überlegen sein könnte (Cheng et al. 2009), was zumindest teilweise durch die während der Anregung entstehenden Leerstellen in der Rutilphase bedingt ist (Kang et al. 2008). Su et al. konnten 2011 zeigen, dass ein Verhältnis von 60% Anatas zu 40% Rutil auf

einer Oberfläche im Vergleich zu reinem Anatas zu einer Steigerung der photokatalytischen Aktivität um bis zu 50% führt (Su et al. 2011). Dieser Effekt wird durch eine Elektronenverschiebung von Rutil in das Anatasvalenzband erklärt. Es konnte auch gezeigt werden, dass hinsichtlich der Weichgewebsintegration kein wesentlicher Unterschied zwischen Rutil- und Anatasoberflächen besteht (Rossi et al. 2007). Demgegenüber stehen im direkten Vergleich zu Rutil ein verstärktes Bakterienwachstum auf Anatas sowie eine deutlich höhere Adsorption und damit bessere antibakterielle Wirksamkeit von Chlorhexidin (CHX) auf der Anatasmodifikation (Barbour et al. 2009).

1.7.4 Nutzbarmachung von Anatas als Implantatoberfläche

Eine mögliche Oberflächenbeschichtung mit Anatas, bzw. eine deutliche Erhöhung des prozentualen Anatasanteils in der passiven Oxidschicht auf Titanoberflächen, ist ein neuer Ansatz, von dem sich verschiedene Effekte erhofft werden. Dabei würde die photokatalytische Aktivität nach UV-Bestrahlung eine effektive Dekontamination kurz vor Implantation ermöglichen. Außerdem könnten für UV-Licht zugängliche Bereiche der Implantatstruktur auch nach erfolgter Implantation auf diese Weise gereinigt und somit Plaque-assoziierten Komplikationen besser vorgesorgt werden. Es ist zudem belegt, dass Anatas im Blut enthaltende Makromoleküle wie Albumin abbauen kann (Rupp et al. 2010). Auch könnte der als „acquired pellicle“ bezeichnete makromolekulare Film, dessen Formation die Grundlage der Biofilmentstehung in der Mundhöhle darstellt, durch photokatalytische Effekte abgebaut werden (Rupp et al. 2012). Über geeignete optische Systeme wären auch Implantatstrukturen im Bereich des Sulkus zu erreichen, was die Möglichkeiten der Prophylaxe und der konservativen Periimplantitistherapie erweitern würde. Inwieweit die UV-bedingte Dekontamination der Anatasoberfläche letztlich die auch bei der Periimplantitistherapie durchgeführte Dekontamination ergänzen oder gar ersetzen kann, ist bisher allerdings nicht bekannt.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass aus Anatas bestehende Nanoschichten über die Einführung von Nanorauheiten zu einer reduzierten Bakterienadhäsion führen (Lorenzetti et al. 2015). Da Nanostrukturen, wie weiter oben besprochen,

zu einer im Vergleich zu unbeschichteten Oberflächen besseren Osseointegration führen, wäre auch hier ein zusätzlicher, sogar funktionsunabhängiger Nutzen vorhanden. Auch zeigen Anatasschichten über eine Erhöhung der Zellaktivität positive Effekte auf die Adhäsion, die Proliferation und Differenzierung von Osteoblasten (Del Curto et al. 2005, He et al. 2008, Yang et al. 2009), was die Osseointegration zusätzlich unterstützen könnte. Im Tiermodell konnte nachgewiesen werden, dass eine Beschichtung herkömmlicher Titanimplantate mit Anatas zu einem verbesserten Knochenkontakt führt, was von den Autoren zumindest teilweise auf die Modifikation der Nanostrukturen zurückgeführt wurde (Sollazzo et al. 2007). Zudem zeigten UV-belichtete Oberflächen im Vergleich zu unbelichteten Oberflächen eine verbesserte initiale Einheilung und auch noch drei Monate nach Insertion positive Wirkungen auf die genetische Aktivität. Zusätzlich verbessert eine Anatasbeschichtung die Korrosionsresistenz des Trägermediums (Lorenzetti et al. 2014b).

Weiterhin ist belegt, dass anatasbeschichtete Abutments verschiedene Speichelproteine und orale Streptokokken weniger stark anlagern als solche aus Reintitan, so dass hier auch ohne die durch Belichtung ausgelösten Effekte schon ein Vorteil hinsichtlich der Hygienefähigkeit bestünde (Dorkhan et al. 2014). Dies könnte durch die bessere Adsorption und damit auch Wirksamkeit von Chlorhexidin (Barbour et al. 2009) unterstützt werden, das als Antiseptikum in der Therapie von Entzündungen der Mundschleimhaut und Gingiva und somit auch supportiv bei Perimukositiden eingesetzt wird.

Die Superhydrophilie könnte kurz vor Insertion durch Belichtung erneut erzeugt werden. Dabei würde der weiter oben geschilderten Problematik einer Aufrechterhaltung von Hydrophilie und hoher Oberflächenenergie während der Lagerung und der Zeit zwischen Entpacken und Insertion begegnet. Da die Abnahme der Hydrophilie mit einer zunehmend geringer werdenden Proteinbindungskapazität der Implantatoberfläche einhergeht (Hori et al. 2009) und letztere wie weiter oben beschrieben einen wesentlicher Faktor für eine gute Osseointegration darstellt, wäre dies von großem Nutzen.

Zusätzlich würde die verbesserte Benetzbarkeit der Implantatoberfläche für Blut und damit auch den darin enthaltenen Proteinen und Wachstumsfaktoren ermöglichen, was, wie schon für UV-funktionalisierte herkömmliche Titanimplantate gezeigt (Ueno et al. 2010), zu einer verbesserten initialen Einheilung auch in nicht von kortikalem Knochen umgebenen Bereichen führen könnte. Dies wäre besonders für die moderne Implantologie, in der im Hinblick auf den Patientenkomfort eine möglichst zeitnahe Versorgung des Implantats angestrebt wird, wünschenswert (Gittens et al. 2014). Auch würden sich dadurch die Rehabilitationsmöglichkeiten von sonst nur mit erhöhter Komplikationsrate zu versorgenden Patienten, beispielsweise nach Bestrahlung im Rahmen einer Tumorthherapie, verbessern.

Schließlich werden auch Anstrengungen unternommen, Anatas für sichtbares Licht empfindlich zu machen (Cheng et al. 2009, Rehman et al. 2009); dabei wird das kristalline Anatas mit verschiedenen anderen Elementen dotiert. Andere Ansätze beschäftigen sich mit der Kopplung von Farbstoffen oder der Optimierung der Kristallstrukturen (Aprile et al. 2008). Sollten diese Ansätze erfolgreich sein, wären neue, von UV-Strahlung und damit auch deren schädlichen Nebenwirkungen unabhängige, Möglichkeiten der Implantathygiene denkbar.

1.8 Implantatlebensdauer – Misserfolg durch Erkrankungen des periimplantären Gewebes

Die Überlebensrate dentaler Implantate variiert in Abhängigkeit des verwendeten Implantatsystems, des Insertionsgebiets und der jeweiligen Versorgungsart (Esposito et al. 1998a, Esposito et al. 1998b). Sie liegt aber im Allgemeinen bei Implantaten mit mittlerer Rauheit heute bei über 90% nach 5 Jahren (Schwarz und Terheyden 2011, Wennerberg und Albrektsson 2011). Wesentlicher Faktor für einen langfristigen Implantaterhalt ist, neben der ausreichenden Dimensionierung und Qualität des Implantatlagers, die Entzündungsfreiheit der umgebenden Gewebe (Neukam und Esser 2000). Da heute verschiedene Methoden zur Schaffung eines adäquaten Implantatlagers

existieren, stellen die Erkrankungen des periimplantären Gewebes den Hauptgrund für einen Implantatverlust dar.

1.8.1 Erkrankungen des periimplantären Gewebes

Ähnlich wie bei den natürlichen Zähnen wird bei den periimplantären Erkrankungen eine auf die Schleimhaut beschränkte von einer auf den periimplantären Knochen übergehenden Entzündungsform unterschieden (Zitzmann und Berglundh 2008). Beide beruhen letztlich auf einem Ungleichgewicht zwischen individueller Abwehr des Patienten und der Belastung durch Mikroorganismen (Heitz-Mayfield 2008).

Die periimplantäre Mukositis betrifft hierbei, ähnlich der Gingivitis, ausschließlich das periimplantäre Weichgewebe und wird klinisch über die Blutung auf Sondierung nachgewiesen (Lindhe et al. 2008). Sie tritt bei bis zu 80% der Patienten und 50% der inserierten Implantate auf (Zitzmann und Berglundh 2008) und kann durch Übergreifen der Entzündung auf das knöcherne Implantatlager zu einer Periimplantitis führen; dementsprechend kommt der entzündungsfreien und dichten Anlagerung von Weichgewebe an die suprakrestalen Implantatabschnitte eine wesentliche Bedeutung als Barriere zur oralen Bioflora zu (Schwarz et al. 2009b). Schwarz et al. konnten im Tierversuch zeigen, dass Perimukositiden an unterschiedlichen Abutments gleich häufig auftraten, wobei ausschließlich solche Abutments betroffen waren, an denen sich ein Biofilm ungestört, also ohne Einwirkung von Hygienemaßnahmen, entwickeln konnte (Schwarz et al. 2014b). Grundsätzlich ähnelt die Perimukositis damit der am natürlichen Zahn auftretenden Gingivitis (Lang et al. 2011a).

Eine Periimplantitis kann mit Entzündungszeichen wie Blutung und/oder Suppuration sowie Schleimhautrötung und –Schwellung assoziiert sein, wobei letztere zur Erfüllung des Definitionsbegriffs nicht notwendigerweise vorhanden sein müssen. In der Regel lassen sich vertiefte Taschen mit über 4 mm sondieren. Immer ist sie jedoch mit marginalem Knochenverlust verbunden, der sich in der Regel schüsselförmig und gut demarkiert darstellt (Lindhe et al. 2008, Mombelli et al. 2012). Da Knochenverlust jedoch auch durch

physiologische Umbauvorgänge oder Überlastung bei zu geringem Abstand zwischen Implantaten entstehen kann, ist er als alleiniges Diagnosekriterium nicht ausreichend und sollte durch klinische Befunde ergänzt werden. Bezüglich der Prävalenz liegen unterschiedliche Daten vor: Je nach Enge des angewandten Definitionsbegriffs wurde eine Periimplantitis dabei bei 28% gegenüber mehr als 56% der Patienten angegeben (Lindhe et al. 2008, Zitzmann und Berglundh 2008). Im Gegensatz dazu gaben Albrektsson et al. in einer späteren Studie eine 10-Jahres-Inzidenz von unter 5% für moderne Implantatoberflächen an (Albrektsson et al. 2012). Einem Review aus demselben Jahr zufolge liegt die Größenordnung im Bereich von 10% der Implantate und 20% der Patienten (Mombelli et al. 2012). Wennerberg et al. wiesen bereits zuvor darauf hin, dass das Maß an akzeptablem Knochenverlust von verschiedenen Autoren nicht einhellig bewertet wird. Teilweise würden bereits geringe Abbauraten als Zeichen für Periimplantitis gedeutet, während andere Autoren (wie in diesem Fall auch Albrektsson et al.) primäre Heilungsvorgänge als Hauptursache für initiale Knochenresorptionsvorgänge sähen und die Periimplantitis eher als sekundäres Problem einstufen. Diese engere Definition geht dann auch mit niedrigeren Manifestationsraten einher (Wennerberg und Albrektsson 2010). Als pathologisch werden hier in der Regel Knochenverluste von mehr als 2 mm beschrieben (Persson und Renvert 2014). Nicht zuletzt deshalb wird vermehrt nach Biomarkern wie OPG/RANKL und TNF-alpha (Duarte et al. 2009a) gesucht, die zusätzliche diagnostische Sicherheit versprechen würden (Li und Wang 2014).

Auch bei der Periimplantitis gibt es Parallelen zu der ihr entsprechenden Erkrankung am natürlichen Zahn, der Parodontitis. Diese beinhalten eine bakterielle Besiedlung durch ein ähnliches Keimspektrum mit korrespondierenden Leitkeimen sowie gemeinsame Risikofaktoren wie schlechte Mundhygiene, Diabetes und Rauchen (Clementini et al. 2014, Heitz-Mayfield 2008, Lindquist et al. 1997), letzteres besonders in Verbindung mit IL-1-Polymorphismen. Daraus folgt ein vermehrtes Auftreten von Periimplantitiden bei Patienten mit bestehender Vorerkrankung sowie ein deutlich höheres Erkrankungsrisiko im Fall von Implantationen in Kiefer mit nicht therapierten

parodontalen Läsionen (Chrcanovic et al. 2014, Heitz-Mayfield und Lang 2010, Laugisch et al. 2011, Renvert et al. 2014). Zu erwähnen ist hier der Zusammenhang zwischen Bezahnung und periimplantärer Mikroflora – pathogene Keime treten bei teilbezahnten Patienten, deren verbliebene Zähne ein Reservoir für diese bilden können, wesentlich häufiger auf als bei unbezahnten (Karbach et al. 2009, Laugisch et al. 2011). Zusätzlich muss hier erwähnt werden, dass die Periimplantitis eine stärkere Entzündung darstellt als die Parodontitis, und mit einer schneller voranschreitenden Destruktion des Alveolarknochens einhergeht als diese (Belibasakis 2014). Grund dafür sind unter anderem die Abwesenheit der Sharpey-Fasern und des gefäßversorgten Parodontalspalts als Ort der Immunabwehr, was im Bereich der implanto-ossären Verbindung zur Entstehung der bereits weiter oben erwähnten schüsselförmigen Defekte führt (Buchmann et al. 1997). Schließlich gibt es auch Hinweise auf einen Zusammenhang zwischen der Anzahl der inserierten Implantate sowie der prothetischen Versorgungsart und dem Auftreten von Periimplantitiden (Passoni et al. 2014).

Während also bei der Perimukositis die an das Implantat angrenzenden Weichgewebe beteiligt sind und sie prinzipiell reversibel ist, es also zu einer Ausheilung kommen kann (Lang et al. 2011a), führt das Übergreifen des entzündlichen Prozesses auf das knöcherne Implantatlager bei der Periimplantitis zu Knochenabbau. Da Periimplantitiden zwar protrahiert verlaufen können, aber keine Tendenz zur Spontanremission zeigen (Schwarz und Terheyden 2011), ist ihre Folge in der Regel ein Verlust des Implantats.

In diesem Kontext wird deutlich, dass bereits der Entstehung von Perimukositiden präventiv vorgebeugt werden muss, wobei das Verständnis der Ätiologie periimplantärer Entzündungen die Basis jeglicher Maßnahmen darstellt.

Beide Erkrankungen sind biofilmassoziiert (Quirynen et al. 2002). Dabei wird über die initiale Anlagerung von beispielsweise *Streptococcus mitis* (*S. mitis*) und *Streptococcus sanguinis* (*S. sanguinis*) die Voraussetzung zur Etablierung der periimplantären Flora geschaffen. Der Reinigung und Prophylaxe kommt daher ein wesentlicher Stellenwert in ihrer Prävention zu. Allerdings finden sich

Unterschiede in der Besiedlung zwischen entzündeten und entzündungsfreien Implantaten (da Silva et al. 2014): Während die gesunde periimplantäre Flora vor allem grampositive Bakterien enthält, findet sich im entzündeten Gewebe eine aerob-anaerobe Mischflora mit einem hohen Anteil an gramnegativen Erregern, vor allem solchen aus dem roten (*Porphyromonas gingivalis* (*P. gingivalis*), *Tanarella forsythia* (*T. forsythia*), *Treponema denticola* (*T. denticola*)) und orangenen Komplex (*F. nucleatum*, *Prevotella intermedia* (*P. intermedia*)) (Heitz-Mayfield und Lang 2010, Persson et al. 2010). Auch *A. actinomycetemcomitans* wird häufig im entzündeten periimplantären Gewebe nachgewiesen. Zusätzlich findet sich *S. aureus* immer wieder an befallenen Implantaten (Ata-Ali et al. 2011, Persson und Renvert 2014).

Nicht vernachlässigt werden darf in diesem Kontext, dass periimplantäre Entzündung und Knochenverlust auch durch eine Fremdkörperreaktion, vor allem im Zusammenhang mit nicht ausreichend entfernten Zementresten, ausgelöst werden kann (Albrektsson et al. 2012, Algraffee et al. 2012). Auch okklusale Überlastungen können periimplantäre Entzündungsreaktionen verursachen. Schließlich können Periimplantitiden auch durch Microleakage, also eine Flüssigkeitsverschiebung zwischen dem Inneren des Implantats und seiner Umgebung, aufrecht erhalten werden; in diesen Fällen kann eine Reinfektion vom Keimreservoir im Inneren der Implantate ausgehen (Ibrahim et al. 2006, Ibrahim et al. 2005).

Der Begriff der Periimplantitis erfuhr in den letzten Jahren eine Ausweitung, so dass einige Autoren darunter mittlerweile nicht nur die oben beschriebenen bakteriellen Vorgänge, sondern auch korrosive und überlastungsinduzierte Veränderungen mit konsekutivem Knochenverlust zusammenfassen und wechselseitig in Beziehung zu einander stellen (Mouhyi et al. 2012). In diesem Zusammenhang wird die Besiedlung durch Mikroorganismen und die konsekutive Entzündungsreaktion als Folge initialer Vorgänge verstanden und daher auch als sekundäre Periimplantitis bezeichnet (Qian et al. 2012). Der initiale Knochenverlust wird dabei auch als Folge der durch die Implantatinserterion verursachten Fremdkörperreaktion gesehen (Albrektsson et al. 2014). Damit einhergehen können auch Rezessionen, die aber mit

Ausnahme subjektiv belastender ästhetischer Einschränkungen im Frontzahnbereich bei Entzündungsfreiheit keine Therapieindikation darstellen. Bisher gibt es keinen eindeutigen Anhalt für einen wesentlichen Einfluss der Implantatoberfläche auf die Entstehung einer Periimplantitis beim Menschen. Ergebnisse aus Tierversuchen deuten jedoch darauf hin, dass bestehende Periimplantitiden auf raueren Oberflächen schneller voranschreiten (Renvert et al. 2011). Auch kann davon ausgegangen werden, dass die Exposition von Gewinden und strukturierten Oberflächen eine mögliche Biofilmanlagerung fördern kann und eben durch diese Strukturierung die Dekontamination der Oberfläche erschwert wird (Renvert et al. 2008)

Aufgrund der beschriebenen hohen Prävalenz und der schnellen Progredienz periimplantärer Entzündungen nehmen die rechtzeitige Diagnostik und Therapie einen hohen Stellenwert ein (Schwarz und Terheyden 2011). Damit geht einher, dass, neben der Vermeidung von Überlastungen, vor allem eine gute Hygiene wesentlich für das Implantatüberleben ist (Le Guéhennec et al. 2007).

1.8.2 Therapie periimplantärer Entzündungen

Aus den obigen Ausführungen zur Ätiologie periimplantärer Entzündungen folgt, dass die Entfernung von Biofilmen und damit einhergehend die Reduktion der Bakterienlast ein wesentliches Element sowohl der Prophylaxe als auch der Therapie periimplantärer Erkrankungen darstellt, so dass die initiale Instruktion des Patienten zur optimalen Mundhygiene sowie deren professionelle Unterstützung durch Zahnreinigungen den ersten Schritt im Behandlungsablauf darstellen sollte (Lang et al. 2000, Shumaker et al. 2009, Singh 2011). Zusätzlich muss immer auch eine eventuell bestehende Parodontitis bedacht, diagnostisch abgeklärt und gegebenenfalls mitbehandelt werden, um Reinfektionen zu vermeiden (Heitz-Mayfield und Lang 2010).

Zum weiteren Behandlungsablauf existieren verschiedene Therapieempfehlungen und Schemata, die verschiedene verfügbare Behandlungsmethoden kombinieren, beispielsweise das CIST-Schema (Heitz-Mayfield und Mombelli 2014, Lang et al. 2004, Lang et al. 2000, Mishler und Shiau 2014, Mombelli 2002, Schwarz et al. 2014a).

Prinzipiell wird innerhalb der Behandlungsoptionen zwischen einer konservativen geschlossenen Therapie, bei der versucht wird, die Infektion ohne Eröffnung der Weichgewebe zu behandeln, und einer offenen Therapie, bei der das Implantat chirurgisch dargestellt und dann über verschiedene Methoden bearbeitet, dekontaminiert und desinfiziert wird, unterschieden. Je nach Defektmorphologie und Weichgewebsverhältnissen ist der Übergang zur sogenannten Implantoplastik, also einer makroskopisch sichtbaren Veränderung der Implantatgeometrie, hier fließend. Als weiterer Schritt können sich Maßnahmen zur Regeneration und Rehabilitation des durch die Entzündungsvorgänge verlorenen periimplantären Knochenmaterials anschließen.

Neben dem mechanischen Debridement wird also auch versucht, die Oberfläche des Implantats durch physikalische Maßnahmen zu desinfizieren. Dabei kommen beispielsweise Lasersysteme zum Einsatz, wobei hier aufgrund der starken Reflexion durch die Titanoberflächen lokal mit hohen Energien gearbeitet werden muss; des Weiteren besteht auch die Möglichkeit, Farbstoffe, durch deren Aktivierung freie Radikale erzeugt werden, im Sinne einer photoaktiven dynamischen Therapie einzusetzen (Dortbudak et al. 2001). Es wurde auch vorgeschlagen, Titanimplantate direkt mit UV-Licht zu bestrahlen, da die Titandioxidoberfläche, wie weiter oben beschrieben, auch bei nicht selektiv mit Anatas oder Rutil beschichteten Implantaten einen gewissen Anteil dieser Modifikationen enthält, wodurch es bei UV-Bestrahlung zu einer Abtötung von Bakterien kommt (Riley et al. 2005).

1.8.2.1 Therapie der Perimukositis

Das wesentliche Behandlungselement stellt hier die Biofilmentfernung und damit einhergehend die Reduktion der Bakterienlast dar. Es konnte gezeigt werden, dass durch konservative Maßnahmen, also mechanisches Debridement mit Scalern, (Ultra-)Schallinstrumenten oder auch Pulverstrahlgeräten, eine deutliche Besserung erzielt werden kann (Algraffee et al. 2012, Mishler und Shiau 2014, Renvert et al. 2008). Auch der positive Effekt von antimikrobiellen Spüllösungen und Gelinstitutionen wurde nachgewiesen.

Die Kombination von Spüllösungen und Debridement ergab gegenüber der jeweiligen Einzelmaßnahme jedoch keinen Vorteil (Romanos und Weitz 2012).

1.8.2.2 Therapie der Periimplantitis

Bei der Therapie der Periimplantitis haben sich konservative Maßnahmen wie das geschlossene Debridement der Implantatoberfläche mittels Pulverstrahlverfahren, Hand- oder (Ultra-)Schallinstrumenten, wie sie früher besonders für noch nicht weit fortgeschrittene Läsionen im Bereich des oberen Implantatdrittels empfohlen wurden (Buchmann et al. 1996), allein als nicht effektiv erwiesen (Ata-Ali et al. 2011, Karring et al. 2005, Kotsovilis et al. 2008, Persson et al. 2010, Renvert et al. 2008, Renvert et al. 2009b, Sahm et al. 2011). Daher wird heute die konservative Herangehensweise vor allem zur Vorbereitung der offenen Therapie genutzt. Neben der regelmäßigen Spülung mit beispielsweise Chlorhexidinlösung wird dabei auch die lokale Instillation eines Chlorhexidingels empfohlen. Bestandteil konservativer Maßnahmen ist aber auch hier das initiale Debridement der zugänglichen Bereiche. Ziel ist dabei neben der Schaffung einer akzeptablen Mundhygiene die Reduktion der Bakterienlast und Abschwächung der akuten Entzündungsreaktion.

Das vornehmliche Ziel der folgenden operativen Darstellung ist schließlich, sich eine Übersicht über den meist schüsselförmigen, und damit nur unter direkter Sicht effektiv zu reinigenden, entstandenen Defekt machen zu können und die Oberfläche effektiv zu dekontaminieren (Lindhe et al. 2008). Dabei wird das den knöchernen Defekt ausfüllende Granulationsgewebe mechanisch entfernt, die Implantatoberfläche mechanisch gereinigt und eventuell freiliegende Gewinde- und Mikrostrukturen geglättet, was als Implantoplastik bezeichnet wird. Schließlich wird der entstandene Defekt, eventuell gestützt durch regenerative Maßnahmen, gedeckt (Ata-Ali et al. 2011). Dadurch soll eine Reduktion der Taschentiefe, ein Reattachment und letztlich auch eine Reosseointegration des Implantats erzielt werden. Hierbei konnte gezeigt werden, dass letztere prinzipiell möglich und von der Struktur der Implantatoberfläche abhängig ist (Persson et al. 2001, Renvert et al. 2009a, Sennerby et al. 2005).

Zur Reinigung und Dekontamination der Oberfläche wurden, neben den schon bei der konservativen Therapie beschriebenen Instrumenten, unterschiedliche Methoden wie die Anwendung verschiedener Laser, zum Beispiel eines Dioden- (Bach et al. 2000, Sennhenn-Kirchner et al. 2002), eines YAG- (Schwarz et al. 2004) oder eines CO₂-Lasers, sowie der Gebrauch von H₂O₂, Octenisept, CHX und von Citronensäure oder deren Kombination vorgeschlagen (Gosau et al. 2010, Mouhyi et al. 2012, Romanos und Weitz 2012, Sennhenn-Kirchner et al. 2004). Der supportive Einsatz lokaler oder systemischer Antibiotika wurde nach positiven Ergebnissen für die Kombination mit offener Kürettage im Tierversuch (Ericsson et al. 1996) bereits früh diskutiert (Buchmann et al. 1997, Ericsson et al. 1996) und hat mittlerweile Eingang in die Therapieschemata gefunden (Heitz-Mayfield et al. 2012, Schwarz et al. 2013). Dabei könnten aufgrund der unterschiedlichen Resistenzprofile periimplantärer Mikroorganismen (Rams et al. 2014) zukünftig neben den bisher eingesetzten Kombinationen (meist Amoxicillin und Metronidazol) auch Resistenztestungen bei therapierefraktären Patienten einen höheren Stellenwert einnehmen.

Zwar hat sich das offene Vorgehen als wirksamer erwiesen als die konservative Therapie (Schwarz et al. 2006b), hinsichtlich des Behandlungserfolgs unterschiedlicher Methoden jedoch deuten die Ergebnisse der letzten Jahre darauf hin, dass keine Überlegenheit einer einzelnen Therapiemaßnahme gegenüber anderen besteht (Claffey et al. 2008). Weiterhin scheint die jeweils angewandte Dekontaminationsmethode beim kombinierten chirurgischen Vorgehen nicht der wesentliche Faktor für den Erfolg einer Therapie zu sein (Schwarz et al. 2011); wichtig ist vielmehr deren sinnvolle Kombination zur Schaffung möglichst hygienefähiger Verhältnisse, die Durchführung einer effektiven Dekontamination unter Sicht und schließlich eine Defektdeckung zur Schaffung guter Heilungsvoraussetzungen. Findet eine Reosseointegration statt, wird die vorher bestehende Knochenhöhe aber in der Regel nicht mehr erreicht (Renvert et al. 2009a). Demnach führt eine Ausheilung regelhaft zu Rezessionen (Heitz-Mayfield et al. 2012), sodass hier die Hygienefähigkeit eventuell freiliegender Gewindestrukturen durch eine Implantoplastik (Schwarz et al. 2014c) verbessert werden muss. Da implantäre Misserfolge bevorzugt in

Regionen mit Knochenaufbau (Shibli et al. 2005) auftreten und ähnliche Pathomechanismen für Knochenaufbau im vorgeschädigten periimplantären Bereich zu erwarten sind, sollte der Einsatz regenerativer Methoden möglichst mit autologen Materialien durchgeführt werden.

Als Folge all dieser Erkenntnisse und auch bedingt durch eine teilweise schwache Studienlage, können auch aktuelle Reviews keine eindeutige Therapieempfehlung ableiten (Heitz-Mayfield und Mombelli 2014).

1.8.3 Verschleiß durch Therapiemaßnahmen

Für die beschriebenen Behandlungsmethoden existieren zahlreiche in vitro- und zum Teil auch in vivo-Untersuchungen, die die Auswirkungen der Instrumentierung auf die vormals intakte Implantatoberfläche untersuchen und daraus zum Teil Empfehlungen für und gegen den Einsatz verschiedener Instrumente ableiten. Ein aktuelles Review (Louropoulou et al. 2012) kommt dabei zu dem Ergebnis, dass vor allem Pulverstrahlverfahren und Kunststoffinstrumente zur Dekontamination von Implantatoberflächen eingesetzt werden sollten. Detailliertere Informationen relevanten Studien zu diesem Themenkomplex können Tabelle 1 entnommen werden.

Tabelle 1: Studien zu verschiedenen Reinigungsverfahren (Auswahl). REM: Rasterelektronenmikroskopie; LM: Lichtmikroskopie; SM: Stereomikroskopie; KLM: konfokale Lasermikroskopie KP: Kontaktprofilometrie; LP: Laserprofilometrie; P: Profilometrie, keine nähere Angabe; RSR: Laserreflektion; XPS: Röntgen-Photoelektronen-Spektroskopie; Implantate: m (maschiniert, gedreht); TPS (titan-plasma-sprayed); HA (hydroxylapatit-beschichtet); S (sand-blasted), A (acid-etched); *=entspricht dem in dieser Studie verwendeten Modell

Studie (#)	Autor	Modus	Material	Analytik	Methoden	Rauheitsparameter	Ergebnis
1	(Fox et al. 1990)	in vitro	Transmucosal Implant Extension von IMZ Implantaten	RSR	Edelstahlkürette Titanbeschichtete Kürette (Ti-Al-V) Kunststoffkürette	-	Kunststoffküretten keine Aufrauung; Oberflächendeformation Edelstahlkürette < Titanbeschichtete Kürette
2	(Rapley et al. 1990)	in vitro	Abutments (Branemark)	REM	Gummipolierer +/- Paste Interdentälbürstchen Zahnbürste US mit Metallspitze Pulverstrahl Plastikscaler Edelstahlscaler (Columbia 4R-4L, Hu-Friedy)	-	Gummipolierer mit Paste führt zu Glättung; Edelstahlscaler und US mit Metallspitze führen zu Aufrauung, die restlichen Methoden zeigen keine wesentlichen Unterschiede zu den Kontrollproben
3	(Homiak et al. 1992)	in vitro	Titanabutments	REM, LM	Plastikscaler Metallscaler Gummipolierer Gummipolierer+Zinnoxidpaste Pulverstrahl (Natriumbicarbonat)	-	Metallscaler verursachen Aufrauung; Plastikscaler führen nach 30 Arbeitszügen eventuell leichte Glättung; Rest glättet, bei Zugabe von Polierpaste noch mehr
4	(McCollum et al. 1992)	in vitro & in vivo	Abutments	REM	Plastikscaler Polierkelch mit Paste Pulverstrahl	-	Keine Aufrauung durch die verschiedenen Methoden; kein signifikanter Unterschied in der Plaqueanlagerung zur Kontrolle
5	(Dennison et al. 1994)	in vitro	Implantate (m, TPS, HA)	a)	Pulverstrahl Wattekugel mit Wasser oder Citronensäure	-	Maschinierete Implantate am einfachsten zu reinigen; Pulverstrahl zur Reinigung aller

6	(Ruhling et al. 1994)	in vitro	Implantate (m, HA, TPS, SA)	SM, REM, LP	oder CHX Schall (SONICflex [®])- und Ultraschallscaler mit Metallspitzen und teflonbeschichteten Spitzen Verschiedene Kunststoffküretten (u.a. Implacare [™])	Rz (nicht nach ISO)	Oberflächen am besten geeignet im SEM keine Unterschiede bei Teflon- und Kunststoffscalern auf glatten Flächen; auf rauen Oberflächen teilweise Kontamination durch Abrieb, aber keine Beschädigung der Oberfläche; durch Metallinstrumente, besonders US- und Schallinstrumente, starke Beschädigung und teilweise auch Absprengung von Beschichtung (HA, TPS); raue Oberflächen durch Metall weniger rau, glatte werden rauer; evtl. leichte Beschädigung der Oberfläche durch Plastik/Teflon, nicht eindeutig
7	(Matarasso et al. 1996)	In vitro Bearbeitung in	ITI-Implantate	LM, REM, LP	US-Scaler mit Metall- und Plastikspitze Edelstahlkürette Titankürette Plastikkürette Teflonkürette Pulverstrahl abrasive Gummikelche, Polierkelche mit und ohne Paste und Bürste	Ra, Rz	Unterteilung in drei Gruppen: Gruppe 1 verändert die Oberfläche (US, Edelstahlkürette, Titankürette, Pulverstrahl) Gruppe 2 verändert sie nicht (Gummipolierer, Plastikkürette, Plastikspitze US) Gruppe 3 führt zu Glättung (abrasive Gummikelche) Gruppe 2+3 empfohlen, Gruppe 1 nicht
8	(Meschenmoser et al. 1996)	in vitro	Titanabutments	REM, KLM, KP	Edelstahlkürette Plastikkürette Reintitankürette Pulverstrahl (Natriumbicarbonat) Ultraschallscaler	Ra	Plastikkürette im REM als einzige ohne Spuren; Pulverstrahl und Titankürette zwar Veränderungen, aber nicht mit KP messbar, daher eingeschränkt empfohlen; Edelstahlkürette und US „gänzlich ungeeignet“
9	(Brookshire et al. 1997)	in vitro	Abutments aus CpTi und TiAlV	REM	Scaler Gracey 7/8 mit AuPd-Spitze (Implarett); Plasteel-Scaler (Implacare [™]) IH6/7 UniversalScaler aus Graphit	-	Pulverstrahl führt zu keiner Veränderung der Oberfläche; Implacare [™] auch nicht, aber Partikel im REM sichtbar, evtl. Abrieb; Politur mit Zinnoxid führt zu leichten Veränderungen;

10	(Augthun et al. 1998)	in vitro	Implantate (M, TPS, HA)	REM	grün beringtes WS mit Gummipolierer+ Zinnoxidpaste Pulverstrahl (Natriumbicarbonat) Plastikkürette Metallkürette Gracey 5/6 Diamantpolierer Ultraschall Pulverstrahl (Natriumbicarbonat) CHX 0,1%	-	Implarette und UniversalScaler führten zu deutlichen Spuren und zusätzlich auch Partikeln auf der Oberfläche Pulverstrahl, Plastikkürette und CHX führen zu keiner oder nur geringer Veränderung der Oberfläche; Diamantpolierer und Metallkürette entfernen bei HA die Beschichtung und exponieren Titanoberfläche
11	(Mouhyi et al. 1998)	in vitro	zu Verlust gegangene Implantate	SEM, XPS	Spülung mit Ethanol Ultraschallbad mit Trichlorethylen und Ethanol Pulverstrahl Zitronensäure CO2-laser trocken/feucht	-	Keine Methode konnte Verunreinigungen so entfernen, dass die ursprüngliche Oberflächenbeschaffenheit wieder hergestellt wurde; bestes Ergebnis für Zitronensäure; Pulverstrahl führt zu sauberer Oberfläche, aber Veränderung der Topographie und Pulverrückstände
12	(Mengel et al. 1998)	in vitro	Implantate und Abutments	REM, KP	Titankürette Edelstahlkürette Plastikkürette Gummipolierer mit Paste US mit Metallspitze Schallscaler mit Metall- und Kunststoffspitze Pulverstrahl	Rz, Pt	Großer Substanzabtrag durch US mit Metall, Schallscaler mit Metall und Edelstahlkürette; Titankürette und Schall mit Plastikspitze kaum Spuren und Substanzabtrag; Gummipolierer, Plastikkürette und Cavitron keine Veränderungen der Oberfläche; Empfehlung für Polierer, Plastik, Pulverstrahl und mit Einschränkung Schall mit Plastikspitze und Titankürette
13	(Gnoth et al. 2001)	in vitro	IMZ-Distanzhülsen;	REM; KLM	US mit Karbonfaserverstärkter Kunststoffspitze, Metallspitze und diamantierter Arbeitsspitze Edelstahlkürette	Ra (DIN)	Alle Methoden erhöhen Rauheit, diamantiert am meisten, carbon-faserverstärkt am wenigsten; Einteilung in drei Gruppen: 1 Kunststoff , 2 Stahlinstrumente ,3 diamantiert

14	(Mengel et al. 2004)	in vitro	Abutments aus Titan und TiN (Schichtdicke 1-5 µm)	LM, REM, KP*	karbonfaserverstärkte Kunststoffkürette Titankürette Edelstahlkürette Plastikkürette Gummipolierer mit Paste SONICflex ® mit Metallspitze Pulverstrahl (PROPHYflex ®)	Ra, Rz	SONICflex®, Titan- und Edelstahlkürette bei hohem Druck deutlicher Materialabtrag auf unbeschichteten Abutments; auf beschichteten nur bei Edelstahl deutlicher Substanzabtrag, aber mikroskopisch Ablösung der Schicht sichtbar; beschichtet unempfindlicher als unbeschichtet; leichte Spuren bei Gummipolierer, aber kein sichtbarer Substanzabtrag, evtl. Glättung; Pulverstrahl und Plastikkürette ohne Spuren; weniger Spuren bei weniger Druck
15	(Sato et al. 2004)	in vitro	Abutments	SM, KP, REM	US-Scaler (mit Carbon- und Plastikspitze) Plastikkürette (Gracey 7/8)	Ra, Rz	US-Scaler entfernen den simulierten Belag deutlich effektiver als das Handinstrument; keine signifikanten Unterschiede in Ra, Rz oder im SEM
16	(Barbour et al. 2007)	in vitro	Abutments	REM, AFM, LP	Diamant rot + Stein + Brownie® + Greenie® + Politur mit Schwabbel und Paste Brownie® + Greenie® + Politur mit Schwabbel und Paste	Ra	Nur Polieren sinnvoller als vorherige Bearbeitung mit Diamant, da dadurch mehr Materialabtrag; Schlussendlich gleiches Ergebnis für beide Abfolgen
17	(Kawashima et al. 2007)	in vitro & in vivo	Abutments (nach Therapie abgenommen und untersucht)	LP, REM	US mit Carbon-, Plastik- und Metallspitze	-	Kein signifikanter Unterschied in Plaqueentfernung; Oberfläche durch Plastik und Carbon nicht beschädigt, durch Metall deutlich Schwierigkeit bei LP, daher keine Angabe Ra+Rz
18	(Vigolo und Motterle 2010)	in vitro	Zirkonium-prüfkörper	REM, P	Edelstahlkürette 7/8(Hu-Friedy) Implacare ™ H6/7 Titankürette US-Scaler SONICflex ® mit Metallspitze	Ra	Edelstahlkürette am wenigstens invasiv auf Zirkon, SONICflex® am invasivsten
19	(Meier et al.)	in vitro	Implantate	REM, KP	1 Diamantierter Schleifkörper	Ra, Rz	Konische Carbid-schneider für Implantoplastik am

	2012)		(SLActive®)			verschiedene Carbid-schneider		Empfehlenswertesten; Diamanten erzeugen mittlere Rauheit, tragen aber weniger Substanz ab und benötigen länger; abschließende Politur empfohlen
20	(Schmage et al. 2012)	in vitro	Titanprüfkörper (poliert, S, A, SA)	LP, REM	Plastikkürette (Implacare™) Carbonkürette SONICflex® mit Bürste SONICflex® Implant Gummipolierer mit HaWe Cleanic® US mit verschiedenen Spitzen Pulverstrahl mit Aminosäure-Glycin-Pulver Er:YAG	Ra, Rz, Lr	Effekt auf Oberflächenmorphologie abhängig von genutztem Instrument; Beste Reinigung bei SONICflex® Implant und Pulverstrahl auf allen Flächen; SONICflex® Implant deutlicher Verschleiß der Spitze; Carbonkürette und Implacare™ keine ausreichende Reinigungswirkung; Gummikelch+Paste ebenso, zusätzlich Rückstände auf Oberfläche; restliche Methoden führen zu Defekten	
21	(Schmage et al. 2014)	in vitro	Titanprüfkörper (poliert, A)	LM	Plastikkürette (Implacare™) Carbonkürette (CFRP, carbon fiber reinforced plastic) Gummipolierer mit Paste (HaWe Cleanic®) SONICflex® mit Bürste und SONICflex® Implant US mit PEEK-Spitze Pulverstrahl mit Aminosäure-Glycin-Pulver	-	Pulverstrahl und (Ultra-)Schall mit PEEK beste Reinigungswirkung auf beiden Oberflächen; auf glatt ebenso US mit Bürste / Gummipolierer; schlechtestes Ergebnis auf glatten Proben für Handinstrumente, auf geätzten für den Gummipolierer	
22	(Yang et al. 2015)	in vitro	Titanplättchen (SA)	KLM	US-Scalerspitze aus PEEK und Carbon Implacare™ (Columbia 4R/4L)	-	Jedes Instrument führt zu Kunststoffablagerungen auf Oberfläche; Handinstrument mit 17,7% am meisten	

1.9 Ziele der Studie

Zahnärztliche Implantate mit nanostrukturierten Anatasoberflächen könnten durch die oben beschriebenen Eigenschaften zukünftig eine vielversprechende Alternative zu bisher verwendeten hydrophilen Implantattypen (z.B. SLActive®) darstellen; fraglich ist jedoch, inwiefern derartige Oberflächen im Rahmen von Prophylaxemaßnahmen und therapeutischer Intervention beim Auftreten von Erkrankungen der periimplantären Gewebe Verschleißvorgängen unterliegen und wie sich diese auf die Funktionsfähigkeit der Beschichtung auswirken.

Es stellt sich hierbei die Frage, wie stark die eingesetzten Behandlungsmethoden die Struktur und Topographie der Prüfkörperoberflächen verändern, und ob die dadurch erzeugte Rauheit mit den Spuren, die von den besagten Methoden auf unbeschichteten Titanoberflächen hinterlassen werden, vergleichbar sind.

In dieser Arbeit soll daher der Effekt verschiedener Bearbeitungsverfahren auf derartige Implantatoberflächen untersucht werden. Als Probenkörper werden sowohl mit Anatas beschichtete als auch unbehandelte Titanprüfkörper zum Einsatz kommen. Dabei sollen geeignete Vorversuche Fragen zu Versuchsdurchführung und -Ablauf klären, während die geplanten Hauptversuche zur Klärung der eigentlichen Fragestellung durchgeführt werden.

Ziel der Arbeit ist letztlich nicht nur Informationen über den Verschleiß, den bestimmte Behandlungen an beiden Oberflächen erzeugen, zu gewinnen, sondern auch einen Vergleich innerhalb dieser Methoden anzustellen. Damit sollen Rückschlüsse auf die Eignung der verschiedenen Maßnahmen für die supra- und subgingivale Behandlung nanobeschichteter Oberflächen gezogen werden und diese im Kontext bisher veröffentlichter Studien eingeordnet werden.

Schließlich werden die Ergebnisse der Untersuchungen einen Hinweis auf die Eignung der Anatasbeschichtung als Oberflächenmaterial im Hinblick auf seine Beständigkeit geben und eine Empfehlung bestimmter Behandlungen zur Bearbeitung und Reinigung derartiger Implantate ermöglichen.

1.9.1 Vorversuche

Vor Durchführung der eigentlichen Hauptversuche müssen verschiedene Vorversuche durchgeführt werden, die bestehende Fragen zur Versuchsdurchführung und späteren Auswertung klären sollen.

Von Interesse ist dabei vor allem die Auswahl von Methoden, die eine möglichst gleichmäßige und reproduzierbare Bearbeitung der Prüfkörperoberflächen zulassen. Weiterhin muss geklärt werden, ob die Handhabung der Prüfkörper durch Maßnahmen wie beispielsweise eine Einbettung positiv beeinflusst wird. Zudem stellt sich die Frage, wie man, aus Gründen der Vergleichbarkeit, eine Kontrolle der angewandten Anpressdrücke gewährleisten kann.

Weiterhin ist zu klären, ob und wie stark sich ein Reinigungsvorgang mit Isopropanol auf die Benetzbarkeit der Prüfkörper auswirkt. Auch muss untersucht werden, ob die ausgewählten Verfahren zur Charakterisierung der Oberflächen sich für die in dieser Arbeit eingesetzten Proben eignen, und ob die Kombination dieser Untersuchungsmethoden eine ausreichende Beschreibung der Oberfläche ermöglicht oder zusätzliche Verfahren für die Hauptversuche herangezogen werden sollten.

1.9.2 Hauptversuche

Im Rahmen der Hauptversuche sollen die Prüfkörper durch repräsentative Verfahren auf reproduzierbare Art und Weise bearbeitet werden. Nach der Durchführung der im Rahmen der Vorversuche bestimmten Bearbeitungsmaßnahmen soll eine Reihe von Untersuchungen den dadurch verursachten Verschleiß und eventuell damit einhergehenden Funktionsverlust dokumentieren.

Der Zustand der Anatasschicht soll dabei indirekt über Benetzungsmessungen und direkt mittels eines qualitativen Nachweises durch Rasterelektronenmikroskopie beurteilt werden. Der Verschleiß soll zusätzlich makroskopisch durch optische Darstellung mittels TraceIT[®], mikroskopisch durch Rasterelektronenmikroskopie sowie schließlich quantitativ durch vergleichende Rauheitsmessungen mit einem Perthometer beschrieben werden.

Die Ergebnisse der Rauheitsuntersuchungen sollen in die vorhandene Literatur eingeordnet werden; zusätzlich soll aus bekannten Beziehungen zwischen Rauheit, Benetzbarkeit, Plaquebildung und Osseointegration eine Aussage über die verwendeten Bearbeitungsmethoden und ihre mögliche Eignung für spezifische Indikationen getroffen werden.

Ziel ist dabei letztlich, bestimmte Behandlungsmethoden für den klinischen Alltag sowohl für Titan- als auch anatasbeschichtete Implantate zu empfehlen.

Die der Studie zugrunde liegenden Nullhypothesen gehen folglich von zwei Annahmen aus:

- a) Dass es keinen Unterschied zwischen dem Verschleiß, den einzelne Methoden auf den untersuchten Oberflächen im Vergleich zur Referenzoberfläche verursachen gibt.
- b) Dass kein Unterschied zwischen dem durch die jeweilige Bearbeitungsmaßnahme erzeugten Verschleiß auf beschichteten und unbeschichteten Prüfkörpern besteht.

2 Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit wurden Prüfkörper verschiedenen in der zahnärztlichen Praxis im Rahmen der prophylaktischen und therapeutischen Implantatreinigung gebräuchlichen Bearbeitungsmethoden unterzogen. Die während der jeweiligen Arbeitsgänge angewandten Kräfte wurden mit Hilfe eines Sensors aufgezeichnet. Der auf den jeweiligen Oberflächen erzeugte Verschleiß wurde indirekt über eine Funktionalitätsprüfung mittels statischer Kontaktwinkelanalyse, quantitativ über Profilometrie sowie qualitativ über Aufnahmen mit einem optischen Visiometer und einem Rasterelektronenmikroskop beurteilt.

2.1 Prüfkörper

2.1.1 Titanprüfkörper

Bei den verwendeten Titanproben (Abbildung 3) handelte es sich um 1 mm dicke Plättchen aus 99.6%igem Titan (Ti000430 Titanfolie, Goodfellow, Bad Nauheim, Germany) mit einem Durchmesser von 10 mm und einer mit 1200er Körnung geglätteten Oberfläche. Im Rahmen der Vorversuche wurden zehn Prüfkörper eingesetzt, während für die Hauptversuche 43 dieser Proben benötigt wurden. Weitere 43 Prüfkörper wurden in einem weiteren Schritt mit einer Anatasschicht (s.u.) versehen.

2.1.2 Anatasprüfkörper

Zur Herstellung der Anatasproben (Abbildung 3) wurden die oben beschriebenen Titanprüfkörper in einem weiteren Schritt durch das Fraunhofer Institut in Dresden (FRAUNHOFER-Institut für Organische Elektronik, Elektronenstrahl- und Plasmatechnik (FEP), Deutschland) mittels reaktivem Puls-Magnetron-Sputtern (PMS) mit einer durchschnittlich 500 nm dicken Anatasschicht versehen. Dies geschah bei einer Frequenz von 20 kHz im sogenannten bipolaren Verfahren unter Bedingungen, die die Bildung von

Anatas gegenüber Rutil begünstigen (Frach et al. 2006). Innerhalb der Hauptversuche kamen 43 dieser Prüfkörper zum Einsatz.



a) b)
Abbildung 3: Im Rahmen der Studie eingesetzte Prüfkörper. a: Anatasprüfkörper, b: Titanprüfkörper

2.2 Messmethoden

2.2.1 Kraftmessung

Die Messung der Anpresskraft erfolgte mit Hilfe eines Sensors (Lorenz Messtechnik GmbH, Altdorf, Germany), auf dem der jeweils zu bearbeitende Prüfkörper zentral befestigt wurde. Der Sensor (Abbildung 4) wurde für jede Probe vor Bearbeitungsbeginn kalibriert, um Verzerrungen des Ergebnisses durch das Eigengewicht des Prüfkörpers auszuschließen. Die Aufzeichnung wurde jeweils kurz vor Bearbeitungsbeginn begonnen und einige Sekunden über das Bearbeitungsende hinaus fortgeführt. Die Messrate des Sensors betrug hierbei 50 Messungen pro Sekunde.



Abbildung 4: Messdose mit Drucksensor. Die Proben wurden innerhalb der rechteckigen Markierung aufgebracht.

2.2.2 Benetzungsmessung

Die Benetzbarkeit der Prüfkörperoberflächen wurde mit Hilfe des Tropfenkonturanalyse-Systems DSA10-MK2 (Krüss GmbH, Hamburg, Germany) untersucht. Es wurden statische Kontaktwinkel gemessen. Dabei wurde jeweils ein Tropfen hochreinen Wassers (Simplicity 185, Millipore, Schwalbach, Germany) mit 2 μl Volumen und einer Abgabegeschwindigkeit von 50 $\mu\text{l}/\text{min}$ zentral auf die Oberfläche der entsprechenden Probe aufgebracht und mit einer Videokamera 30 s lang mit 1 fps (frame per second) aufgezeichnet. Zur Auswertung wurde mit Hilfe der Software (Version 1.90.0.11, Krüss) der 20 s-Kontaktwinkel über ein Kreissegmentverfahren bestimmt. Dabei wird die Kontur des Tropfens von der zugehörigen Software an eine Kreissegmentfunktion angepasst und der Kontaktwinkel entsprechend berechnet.

Um aussagekräftige Referenzwerte zu erhalten, erfolgten zu Beginn Kontaktwinkelmessungen an jeweils zehn unbearbeiteten Titan- und Anatasproben, die nach der ersten Messung wie unter 2.5.1 beschrieben mit 70%igem Isopropanol gereinigt und dann für zwei Wochen im Dunkeln gelagert wurden, um den Effekt der Lagerung und möglichen Rekontamination auf die Hydrophilie der Oberflächen zu prüfen. Dann folgte zunächst eine weitere Kontaktwinkelmessung der Proben. In einem dritten Schritt wurden die

Prüfkörper dann für zehn Minuten mit einer Leistung von 25 mW/cm² UV-belichtet ($\lambda = 382$ nm) und erneut vermessen, um die Aktivierbarkeit und damit auch die Funktionsfähigkeit der Anatasschicht zu prüfen.

Die Kontaktwinkel derjenigen Prüfkörper, die einem Verschleiß durch unterschiedliche Bearbeitungsverfahren unterzogen werden sollten, wurden vor Anwendung des jeweiligen Bearbeitungsverfahrens vermessen. Danach wurden die Proben einer initialen Reinigung unterzogen und dann vorerst im Dunklen gelagert, um eine vergleichbare Kontamination der Oberflächen zu gewährleisten. Im nächsten Schritt wurden die Prüfkörper bearbeitet und nach der Bearbeitung nochmals im Dunklen gelagert. Nach zwei Wochen wurde daraufhin eine Messung vor und eine nach UV-Belichtung vorgenommen, wobei hier auf eine vorhergehende Reinigung verzichtet wurde, um den Einfluss einer möglichen Verschmutzung der Oberfläche auf deren Aktivierbarkeit zu überprüfen. In einem zweiten Schritt wurden die Proben nochmals für eine Woche gelagert, noch einmal wie weiter unten besprochen in 70%igem Isopropanol gereinigt und wieder vermessen. Es folgte eine nochmalige zweiwöchige Liegezeit im Dunkeln und eine abschließende Vermessung der Kontaktwinkel vor und nach UV-Belichtung. Eine Übersicht der Versuchsgänge und im Einzelnen Fragestellungen gibt Abbildung 5.

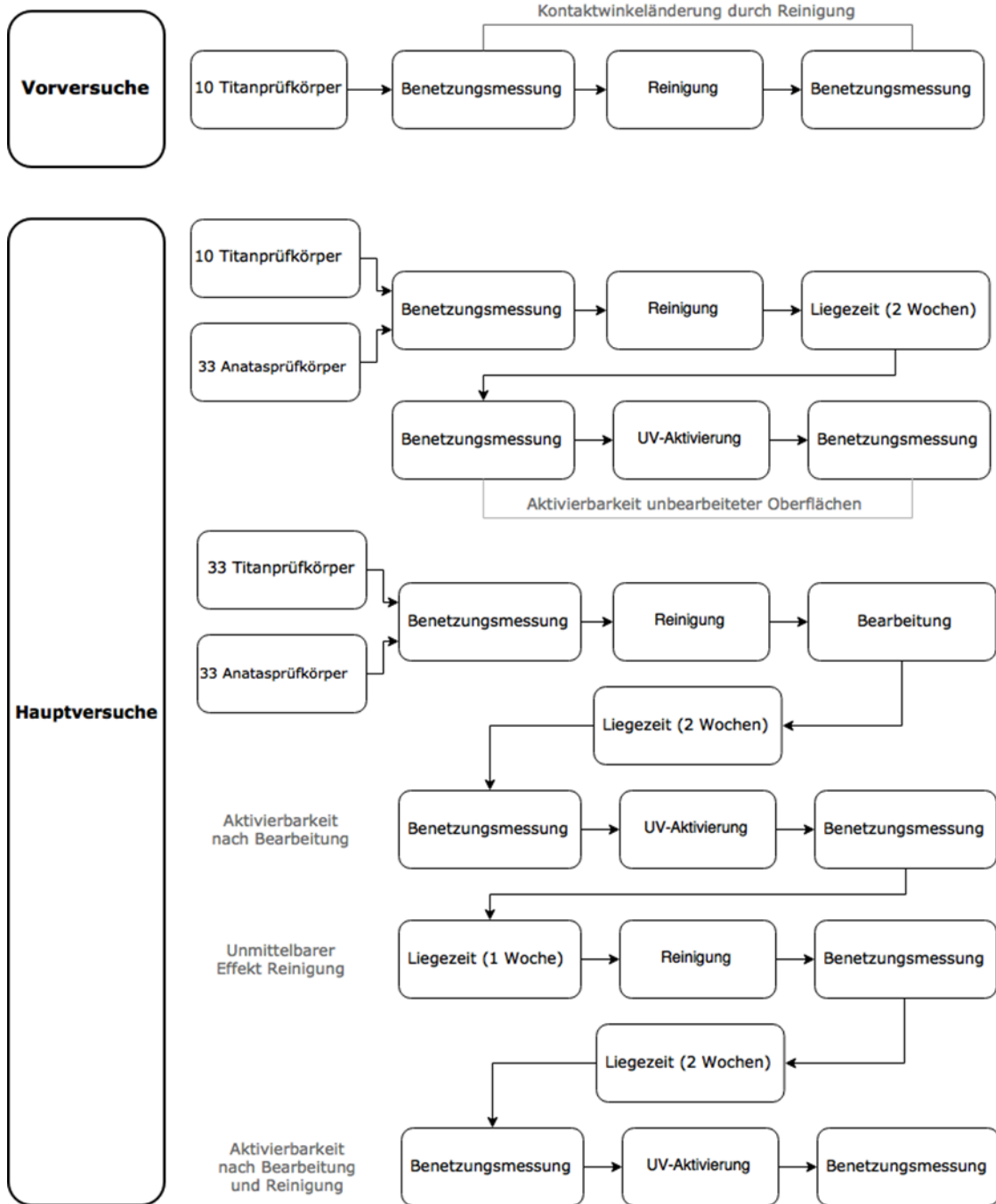


Abbildung 5: Darstellung der Versuchsabfolge im Rahmen der Benetzungsmessungen. Hellgrau dargestellt sind die im Rahmen der einzelnen Versuchsgänge untersuchten Fragestellungen.

2.2.3 Optische Darstellung

2.2.3.1 TRACEiT[®]-Verfahren

Bei TRACEiT[®] (Innowep GmbH, Würzburg, Germany) handelt es sich um ein optisches Visio- und Profilometer. Seine Funktionsweise beruht auf der „shape-from-shading“-Technologie, in der aus Grauwerten von in definierten Winkeln aufgenommenen Schwarz-Weiß-Bildern einer Oberfläche ein Modell erzeugt wird, das neben der qualitativen Beurteilung prinzipiell auch die Ausgabe einiger Rauheitsparameter erlaubt. Der Messkopf des Gerätes verfügt über vier Kameras, wobei drei dieser Kameras die zu untersuchende Probe im Winkel von jeweils 0°, 120° und 240° aufnehmen, während es sich bei der vierten Kamera um eine Auflichtkamera handelt, die ein scharfes Detailbild der Probe anfertigt. Die zugehörige Software verrechnet diese Aufnahmen zu einem dreidimensionalen Oberflächenmodell, das dann weiter analysiert werden kann.

2.2.3.2 Rasterelektronenmikroskopie

Die Proben wurden mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops Leo 1430 (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) untersucht, das bei einer Beschleunigungsspannung von 15.00 kV betrieben wurde. Die im „.tif-Format“ gespeicherten Bilder besaßen dabei eine Auflösung von 2046 x 1534 Pixeln.

Die Prüfkörper wurden zuerst auf einen Probenhalter aufgebracht. Dann wurde durch punktförmiges Auftragen einer Silberlösung (Silver DA61415, G3962 Acheson, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) die Leitfähigkeit hergestellt und die Prüfkörper in einem nächsten Schritt 60 s bei 60 mA mit einer etwa 20 nm dicken AuPd-Schicht besputtert (Bal-Tec Sputter Coater SCD 050, Bal-Tec AG, Liechtenstein).

Nach Einbringen in das Rasterelektronenmikroskop wurden in den Hauptversuchen sowohl Übersichtsaufnahmen mit 250- und 500-facher Vergrößerung, als auch Detailaufnahmen mit bis zu 20 000-facher Vergrößerung angefertigt. Dabei wurden wenn möglich das bearbeitete Areal in seinem Zentrum, die Grenzfläche zwischen bearbeitetem und nicht bearbeitetem Anteil, sowie der Probenrand aufgenommen.

Im Rahmen der Vorversuche wurden die Prüfkörper zusätzlich zentral auf dem Probentisch befestigt, da nur in dieser Position die für die spätere Erzeugung eines 3D-Modells notwendige euzentrische Kippung möglich war. Zu Beginn jedes Arbeitstages wurde dabei eine Kalibrierung der Rotationsachse des Probentisches durchgeführt; die für den euzentrischen Kippvorgang notwendige Ermittlung der genauen Probenhöhe wurde für jede Einzelprobe separat vorgenommen. Als nächstes wurden bei 650-facher Vergrößerung pro Prüfkörper an drei verschiedenen Stellen Stereobildpaare bei einem Kippwinkel von 6° angefertigt. Diese wurden in einem späteren Schritt in die Software MeX 5.1 (Alicona Imaging GmbH, Grambach, Austria) geladen und weiter verarbeitet (s. 2.6.4).

2.2.4 Profilometrie

Die mechanische Abtastung des Profils wurde mit dem Perthometer S6P (Mahr, Göttingen, Germany) durchgeführt (Abbildung 6). Es handelt sich hierbei um ein Tastschnittverfahren, bei dem die Oberfläche unter stetigem Vorschub mit Hilfe eines Tastkopfes (in diesem Fall ein Diamantstylus mit $2\ \mu\text{m}$ Durchmesser, der in einem Winkel von 90° mit dem Tastarm des Gerätes verbunden ist) abgetastet wird, wobei die Auslenkung in ein elektrisches Signal umgesetzt, gewandelt und schließlich als P-Profil in der entsprechenden Software angezeigt wird.

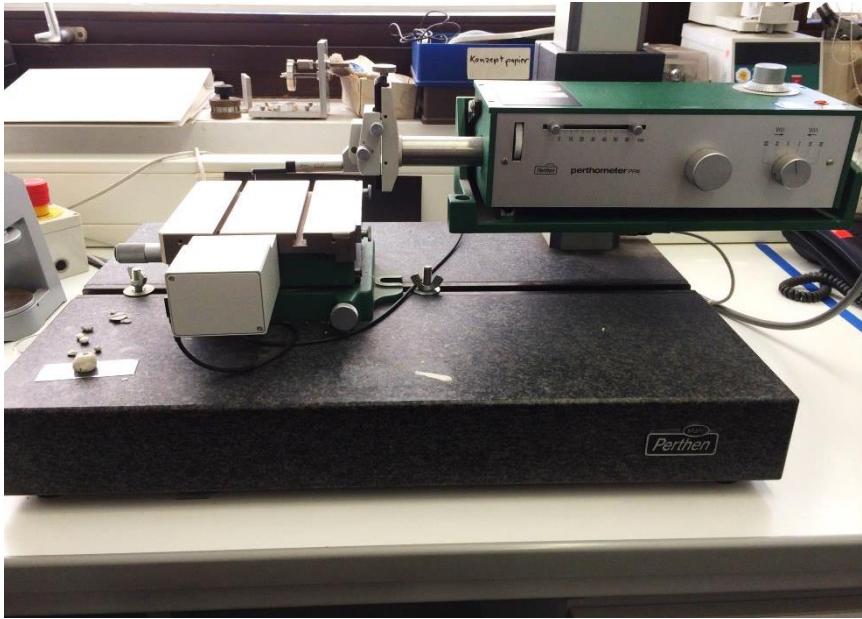


Abbildung 6: Perthometer der Firma Mahr. Links im Bild: Probestisch, daneben Objektträger mit Einbettmasse zur Probensicherung. Rechts: Vorschubarm und Tastkopf.

Die Prüfkörper wurden dazu mit einer Silikonnetmasse auf einem Projektträger befestigt und ausgerichtet, wobei darauf geachtet wurde, dass im Fall der Handinstrumente die Bewegungsrichtung des Tasters senkrecht zur Richtung der Arbeitszüge stand. Es wurden pro Probe 21 Messstrecken auf einer Fläche von 8 mm Länge und 3 mm Breite mit einer Abtastgeschwindigkeit von 0,5 mm/s aufgezeichnet, so dass sich für die X-Achse ein Schrittabstand von 0,714 μm und die Y-Achse ein Schrittabstand von 0,15 mm bei jeweils 8 mm Messstrecke ergab.

2.3 Vorversuche

Um den Einfluss eines Reinigungsvorganges auf die Benetzbarkeit der Titanprüfkörper zu untersuchen, wurde anfänglich der 20 s-Kontaktwinkel an zehn unbearbeiteten Proben gemessen und diese dann, wie bereits erwähnt und unter 2.5.1 beschrieben, mit Isopropanol gereinigt und direkt im Anschluss nochmals vermessen.

Der nächste Schritt bestand darin, verschiedene Bearbeitungsmethoden auf ihre Anwendbarkeit innerhalb der Versuchsreihe hin zu prüfen. Da eine möglichst gleichmäßige Behandlung der Prüfkörperoberflächen erfolgen sollte,

wurden verschiedene rotierende Instrumentenformen auf ihre Handhabbarkeit getestet. Außerdem musste im Fall des Polierkelchs (Pro-Cup®) eine Wahl zwischen der vermutlich besser adaptierbaren weichen Version und der härteren Variante, die dem Behandler womöglich eine bessere Dosierung der Drucks erlauben würde, getroffen werden. Weiterhin stellte die plane Prüfkörperoberfläche besondere Anforderungen an die Bearbeitung mit Handinstrumenten, da deren Arbeitsenden auf die konvexe Form von Zähnen und Implantaten ausgerichtet sind. Dem musste durch die Auswahl einer möglichst breitflächig in Kontakt zu bringenden Spitze Rechnung getragen werden.

Zu diesem Zweck wurden die zehn Titanprüfkörper nach der Benetzungsmessung mit den in Tabelle 2 aufgezählten Materialien bearbeitet. Im Anschluss erfolgte eine Bewertung der Handhabbarkeit im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit und Gleichmäßigkeit des Bearbeitungsvorgangs.

Tabelle 2: Im Rahmen der Vorversuche bearbeitete Prüfkörper und angewandte Methoden.

Proben-Nr.	Methode	
1	Diamant rot	10 s bei 40 000 rpm
2	Diamant gelb	10 s bei 40 000 rpm
3	Brownie®	20 s bei etwa 5 000 rpm
4	Greenie®	20 s bei etwa 5 000 rpm
5	Pro-Cup® hart und weich mit Cleanic® Polierpaste	je 20 s
6	HuFriedy Implacare™ mit Spitzentyp Columbia 4R/4L, 204S und H6/H7	jeweils 5 Kratzer mit etwa 4 N
7	Metallkürette 1/2, 5/6, 7/8, 11/12, 13/14 sowie Scaler	jeweils 5 Kratzer mit etwa 4 N
8	SONICflex® mit Spitze 1	20s bei etwa 1 N
9	SONICflex® mit Spitze 2	20s bei etwa 1 N
10	PROPHYflex® mit PROPHYpearls®	in etwa 0,5 cm Arbeitsabstand 30s

Innerhalb der Vorversuche sollte weiterhin geklärt werden, wie über eine Befestigung der Prüfkörper sowie die Kontrolle des Anpressdrucks eine Verbesserung von Handhabbarkeit und Reproduzierbarkeit erreicht werden könnte.

Erstere stellte einen wichtigen Faktor im Rahmen der Versuchsplanung dar - der geringe Durchmesser und die durch den Einsatz verschiedener, teilweise rotierender Instrumente zu erwartenden Schub- und Scherkräfte erforderten eine möglichst stabile Fassung oder auch Befestigung der Proben. Weiterhin mussten Beschädigungen der Oberfläche, vor allem während der Entfernung der Proben aus ihrem Einbettmaterial, unbedingt vermieden werden, um die später erhaltenen Messwerte nicht zu verfälschen.

Im Rahmen der Vorversuche wurden kleine, jeweils drei Einzelproben mit einem Abstand von etwa einem cm fassende Sockel aus einem Doublersilikon (Omnidouble, Omnident, Rodgau Nieder-Roden, Germany) hergestellt. Dafür wurden am Boden einer kleinen Plastikform drei Titanproben befestigt und dann vorsichtig mit der 1:1 angemischten Doublermasse übergossen. Um eine bessere Vernetzung zu erzielen, wurde die Form dann in einem mit 55 - 60° C warmem Wasser gefüllten Drucktopf bei 2,5 bar für 20 Minuten ausgehärtet. Die fertigen Silikonsockel wurden auf eine möglichst optimale körperliche Fassung der Probenkörper (Abwesenheit von Luftblasen im Bereich des Vertiefungsrandes) überprüft und eventuell vorhandene Silikonfahnen wurden mit einem Skalpell entfernt.

Jede der Proben wurde nun während des Versuchs auf den hergestellten Silikonsockel aufgelegt. Dieser befand sich wiederum auf einer vor Wasser geschützten Feinwaage (Typ Sartorius MD BA 100, Sartorius AG, Göttingen, Germany), die für jede Probe neu kalibriert wurde und der Kontrolle des Anpressdrucks dienen sollte. Vor dem Beginn der Bearbeitung mit Hand- und rotierenden Instrumenten wurde der einzusetzende Druck ohne Probe wiederholt geprüft und eingeübt und dann versucht, während der Bearbeitung einen konstanten, möglichst ähnlichen Druck zu erzeugen. Bei der in den Vorversuchen verwendeten Dentaleinheit handelte es sich um eine Dentale Simulationseinheit (DSE, KaVo, Biberach, Germany).

Um einen konstanten Abstand zwischen der PROPHYflex[®]-Düse und der Probe zu gewährleisten, wurden Gipsblöcke definierter Höhe mit einer eingefrästen Auflage für den Düsenhals zur Stabilisierung verwendet.

Die Proben wurden bei Anwendung diamantierter Instrumente wassergekühlt, die mit Cleanic[®] behandelte Probe wurde nach Bearbeitung kurz mit einem Wasserstrahl abgespült.

Nach der Bearbeitung wurden die Proben qualitativ mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops untersucht. Weiterhin wurden pro Prüfkörper jeweils drei Stereobildpaare aufgenommen, aus denen mit Hilfe der Software MeX 5.1 digitale Oberflächenmodelle erstellt und ausgewertet wurden. Abschließend erfolgte eine Beurteilung der Bearbeitungs- und Auswertungsverfahren hinsichtlich ihrer Eignung für die Hauptversuche.

2.4 Bearbeitungsmethoden

Im Folgenden sind die für die Vor- und Hauptversuche ausgewählten Instrumente näher beschrieben; genauere Angaben zur jeweiligen Prüfkörperbearbeitung sind den Abschnitten 2.3 und 2.5 zu entnehmen.

2.4.1 Rotierende Instrumente

Die innerhalb der Versuchsreihe zum Einsatz gekommenen rotierenden Instrumente (Abbildung 7) wurden mit mikromotorbetriebenen dentalen Winkelstücken verwendet.

Dabei wurde für die diamantierten Schleifkörper ein rot beringtes Winkelstück (KaVo IntraLux, Umsetzung 1:5, maximale Drehzahl 200 000 U/min⁻¹) der Firma KaVo (Biberach, Germany), für die Polierer ein grün beringtes (KaVo IntraLux Umsetzung 5,4:1, maximale Drehzahl 7 400 U/min⁻¹) ausgewählt.

Die Kühlung erfolgte über die herkömmliche, keimarme Wasserkühlung der verwendeten dentalen Einheit.

2.4.1.1 Diamantierte Schleifkörper

Zum Einsatz kamen rot (fein) und gelb (extra fein) beringte Diamanten der Firma Omnident (Rodgau Nieder-Roden, Germany). Die durchschnittliche Korngröße betrug hierbei für rot beringte Diamanten 50 μm , für gelb beringte 30 μm .

Im Rahmen der Vorversuche wurden sowohl kugelförmige als auch zylindrische Schleifer verwendet.

2.4.1.2 Polierer

Bei den im Versuch eingesetzten Silikonpolierern handelte es sich um die von der Firma SHOFU DENTAL GmbH (Ratingen, Germany) vertriebenen Produkte Brownie[®] und Greenie[®]. Brownie[®]s werden in der Praxis zur Vor-, Greenie[®]s zur Hochglanzpolitur eingesetzt. Beide bestehen aus Siliziumcarbid in unterschiedlicher Körnung und sind in verschiedenen Ausführungen sowohl für Hand- und Winkelstücke, als auch Turbinen erhältlich.

Für die gleichmäßige Bearbeitung der planen Prüfkörper mussten aus den verschiedenen verfügbaren Formen Arbeitsteile ausgewählt werden, die einen möglichst großflächigen Kontakt zur Oberfläche ermöglichen würden. In Frage kamen hierfür die PC2-Spitze und kelchförmige Polierer, deren Handhabbarkeit innerhalb der Vorversuche überprüft wurde. Während der Bearbeitung wurde darauf geachtet, dem vom Hersteller empfohlenen optimalen Arbeitsbereich (5 000 - 7 000 rpm bei einer Anpresskraft von 1 - 2 N) zu entsprechen.

Zusätzlich untersucht wurden latexfreie, nicht abrasive Polierkelche (Pro-Cup[®] der Firma Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland), die zusammen mit einer Polierpaste (Cleanic[®], Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland) angewandt wurden.

Der Pro-Cup[®] weist eine lamellenförmige Struktur auf, die laut Herstellerangaben einen kontinuierlichen Transport von Poliermittel und Speichel in Richtung Zahnoberfläche ermöglichen soll. Er ist in zwei verschiedenen Härtegraden (weich/hart) erhältlich, deren Eignung ebenfalls innerhalb der Vorversuche überprüft wurde.

Bei Cleanic® handelt es sich um eine Universalpolierpaste, die in fluoridhaltigen und fluoridfreien Varianten erhältlich ist. Ihr RDA-Wert (Radioactive Dentin Abrasion), als Maß des experimentell bestimmten Dentinabtrags, beträgt laut Herstellerangaben 27,0 und ist folglich im Bereich niedriger Abrasivität (RDA 0-60) einzuordnen.



Abbildung 7: : Innerhalb der Vorversuche verwendete rotierende Instrumente. Von links nach rechts: Kugelförmiger Diamant (gelb), Zylinder (rot), Brownie® (Kelch), Greenie® (PC2), Pro-Cup® weich, Pro-Cup® hart.

2.4.2 Handinstrumente

Innerhalb der Studie kamen Metall- und Kunststoffhandinstrumente zum Einsatz (Abbildung 8). Dabei mussten innerhalb der Vorversuche verschiedene Instrumententypen auf ihre Handhabbarkeit überprüft werden, da das Design der Spitzen auf die Bearbeitung der verschiedenen, in der Regel konvexen Zahnflächen ausgerichtet ist, die Prüfkörper jedoch wie oben beschrieben plane Oberflächen besaßen.

2.4.2.1 Metallinstrumente

Zur Auswahl einer geeigneten Instrumentenform wurden innerhalb der Vorversuche Gracey-Küretten des Typs 1/2, 5/6, 7/8, 13/14, 15/16 sowie ein Scaler der Firma HuFriedy (Leimen, Germany) verwendet.

2.4.2.2 Kunststoffinstrumente

Die verwendeten Kunststoffinstrumente entstammen der Implacare™-Reihe von HuFriedy. Hierbei handelte es sich um aus Plasteel gefertigte Spitzen in den Formen Columbia 4R/4L, 204S und H6/H7. Jede dieser Spitzen wurde innerhalb der Vorversuche auf ihre Eignung für die Bearbeitung der Proben geprüft.



Abbildung 8: Innerhalb der Vorversuche eingesetzte Handinstrumente. Von links nach rechts: Gracey Kürette 1/2, 7/8, 13/14, 15/16, Scaler, Hu-Friedy Implacare™ mit Spitze Columbia 4R/4L.

2.4.3 Schallscaler

Aufgrund seiner weiten Verbreitung und der Auswahl an verschiedenen Spitzensystemen für unterschiedliche Anwendungsbereiche wurde hier der SONICflex® Airscaler von KaVo eingesetzt.

Dieses System besteht aus einem zur MULTIflex® Kupplung kompatiblen Handstück, auf das verschiedene Arbeitsenden geschraubt werden können.

Der Behandler kann hierbei zwischen drei verschiedenen Arbeitsstufen wählen, die sich, bei konstanter Arbeitsfrequenz von 6 500 Hz, in den Auslenkungen der Spitzen (120 - 240 µm) unterscheiden. Die Kühlung erfolgt in der Regel über das keimarme System der Dentaleinheit, kann jedoch auch durch Anbringen

eines Zwischenstücks durch externe Medien erreicht werden. In beiden Fällen erreicht das Kühlmedium den Arbeitsbereich direkt über das Arbeitsende.

Bei den verwendeten Spitzen handelte es sich um SONICflex[®] Scaler Nr. 5 Universal und SONICflex[®] Implant (Abbildung 9).

2.4.3.1 SONICflex[®] Scaler Nr.5 Universal

Die SONICflex[®] Scalerspitze Nr. 5 Universal besteht aus gehärtetem Stahl und kann in Stufe 1 (schonend) oder 2 (standard) betrieben werden. Eine kurzzeitige Anwendung auf Stufe 3 ist ebenfalls möglich, birgt laut Hersteller aber die Gefahr einer thermischen Schädigung der umgebenden Weich- und Hartgewebe. Innerhalb des Versuchs wurde der Scaler in der Standardstufe 2 betrieben. Die Herstellerangaben für eine optimale Anwendung (20° Anstellwinkel, etwa 1 N Anpresskraft) wurden soweit möglich berücksichtigt.

2.4.3.2 SONICflex[®] Implant

Das SONICflex[®] Implant Spitzensystem besteht aus zwei Komponenten: einem Bürstenhalter und dem darauf aufschraubbaren Polymer-Pin. Bei letzterem handelt es sich um einen nach Behandlung austauschbaren Einwegartikel aus Kunststoff. In der Praxis wird er zur Reinigung der glatten Halspartien der in der Regel aus Titan gefertigten Implantate bzw. Abutments genutzt.

Auch das Implant Spitzensystem lässt sich in Stufe 1 (schonend) und Stufe 2 (standard) betreiben, toleriert Stufe 3 aufgrund der Gefahr einer Frakturierung der Polymer-Pins jedoch nicht.

Für die Versuche wurde das System auf Stufe 2 betrieben. Die Schwingweite des Polymerpins beträgt dabei nach Herstellerangaben etwa 300 µm. Auch hier wurde der Arbeitsanweisung des Herstellers (möglichst große Kontaktfläche von Implantat und Polymer-Pin durch niedrigen Anstellwinkel) Rechnung getragen.



Abbildung 9: Innerhalb der Vorversuche eingesetzte Schallinstrumente. Links SONICflex® Scaler Nr. 5 Universal, rechts SONICflex® Implant mit eingesetztem Polymerpin.

2.4.4 Pulverstrahlgerät

Hier wurde das PROPHYflex® 3 Pulverstrahlgerät der Firma KaVo eingesetzt. Es wird über die zahnärztliche Turbine (MULTIflex®-Kupplung) bei einem Antriebsdruck von 3,2 – 5 bar betrieben. Hierbei wird laut Hersteller die Luft in den Pulverbehälter geleitet, wo es zu einer gleichmäßigen Vermischung kommt. Das Pulver-Luft-Gemisch wird dann zum Kanülenaustritt geleitet und erst dort mit Wasser vermischt (ca. 35-80 cm³ Wasser, einstellbar). Der Hersteller empfiehlt zur Reduzierung der Staubwirkung und Erhöhung der Effektivität die Beimischung einer möglichst großen Wassermenge.

Für das PROPHYflex® 3 sind verschiedene Pulver (PROPHYflex® Pulver und PROPHYpearls®) in unterschiedlichen Geschmacksrichtungen erhältlich (Abbildung 10).

2.4.4.1 PROPHYflex® Pulver

Hauptbestandteil des PROPHYflex® Pulvers ist Natriumbicarbonat. Es besteht aus kleinen, unregelmäßig geformten Kristalliten, ist wasserlöslich und vorportioniert in verschiedenen Geschmacksrichtungen (cherry, berry, mint und orange) erhältlich.

Der Hersteller empfiehlt für die Anwendung einen Arbeitsabstand von 3-5 mm bei einem Neigungswinkel von 60-90°.

2.4.4.2 PROPHYpearls®

PROPHYpearls® sind kugelförmige, hauptsächlich aus kristallinem Calciumcarbonat (94%) bestehende Partikel. Weitere Bestandteile sind Calciumfluorid, Calciumnitrat, Ammoniumnitrat, Tricalciumorthosphat und Strontiumcarbonat. Sie sind in Wasser schwer löslich.

Die Anwendungsempfehlung des Herstellers unterscheidet sich von der des PROPHYflex® Pulvers: Zwar wird auch hier ein Arbeitsabstand von 3-5mm empfohlen, der Neigungswinkel soll aber im Bereich von 10-60° liegen. Begründet wird dies mit einer auf der Morphologie beruhenden Rollbewegung der Kugeln über die Zahnoberfläche, die bei höheren Arbeitswinkeln nicht erreicht wird. Diese Abrollbewegung soll, zusammen mit der porösen Oberfläche der PROPHYpearls®, zu einer effizienteren Reinigung führen.



Abbildung 10: Innerhalb der Versuche eingesetzte Pulver. Links PROPHYpearls® aus Natriumbicarbonat, rechts PROPHYflex® Pulver aus Calciumcarbonat in verschiedenen Geschmacksrichtungen.

2.5 Hauptversuche

Im Rahmen der Hauptversuche wurden jeweils drei Titan- sowie drei Anatasprüfkörper den in Tabelle 3 aufgeführten Bearbeitungsmethoden unterzogen. Weiterhin wurden jeweils zehn unbearbeitete Prüfkörper als Referenz benetzungstechnisch untersucht, wobei jeweils drei dieser Prüfkörper auch in den folgenden Analysen als Referenz herangezogen wurden. Die Gesamtheit der verwendeten Proben umfasste somit letztlich 43 Titan- und 43 Anatasprüfkörper.

Tabelle 3: Übersicht über die im Rahmen der Hauptversuche angewandten Bearbeitungsmethoden und ihre Anwendung.

Modus	Bearbeitungsmethode	Anwendung
1	Diamant rot	10 s bei 40 000 rpm mit Wasserkühlung
2	Diamant gelb,	10 s bei 40 000 rpm mit Wasserkühlung
3	Brownie [®] ,	20 s bei etwa 5 000 rpm ohne Wasserkühlung
4	Greenie [®] ,	20 s bei etwa 5 000 rpm ohne Wasserkühlung
5	Pro-Cup [®] weich mit Cleanic [®] Polierpaste,	20 s bei 5 000 rpm ohne Wasserkühlung
6	HuFriedy Implacare [™] mit Spitzentyp Columbia H6/H7,	20 Kratzer mit etwa 4 N
7	Metallkürette 11/12,	20 Kratzer mit etwa 4 N
8	SONICflex [®] mit Spitze 1	20 s bei etwa 1 N
9	SONICflex [®] mit Spitze 2	20 s bei etwa 1 N
10	PROPHYflex [®] mit PROPHXflex [®] Pulver	0,5 cm Arbeitsabstand, 20 s
11	PROPHYflex [®] mit PROPHYpearls [®]	0,5 cm Arbeitsabstand, 20 s

Die Proben wurden vor Bearbeitung auf dem Kraftsensor befestigt. Hierbei kamen drei Lagen doppelseitigen Klebebandes zum Einsatz, wobei im Fall der Verfahren mit Wasserkühlung oder dem Pulverstrahlgerät zwischen der ersten und zweiten Klebebandschicht eine handelsübliche Hülle aus durchsichtigem

Kunststoff zum Schutz des Drucksensors vor Nässe zwischengelegt wurde. Die Proben wurden dann in dem dafür vorgesehenen Bereich auf die Kraftmessdose aufgesetzt, mit den Branchen einer Pinzette adaptiert und auf Seitenverschieblichkeit geprüft. Erst nach nochmaliger Kontrolle der korrekten Positionierung wurde mit der Bearbeitung der Prüfkörper begonnen.

Im Fall der diamantierten Schleifkörper wurde dabei unter Verwendung des roten Winkelstückes die Oberfläche für zehn Sekunden mit kreisenden Bewegungen unter Wasserkühlung bei 40 000 rpm bearbeitet. Die Bearbeitung mit Brownie[®] und Greenie[®] erfolgte in Verbindung mit einem grünen Winkelstück ebenfalls mit kreisenden, möglichst gleichmäßigen Bewegungen trocken für jeweils 20 Sekunden bei 5 000 rpm. Auch der Pro-Cup[®] wurde trocken mit einem grünen Winkelstück für 20 Sekunden bei 5 000 rpm eingesetzt, wobei die Polierpaste vorher in ausreichender Menge aufgenommen (Kontrollkriterium war hier die Ausfüllung des Cuplumens mit Paste) und auf eine gleichmäßige Verteilung der Paste innerhalb des bearbeiteten Areal geachtet wurde; nach Bearbeitung wurden die Proben fünf Sekunden lang mit dem Luft-Wasser-Bläser abgesprüht, um den an der Oberfläche verbliebenen Film aus Polierpartikeln zu entfernen.

Mit den beiden Handinstrumenten wurden jeweils 20 Kratzer parallel zueinander und möglichst überlappend auf den jeweiligen Oberflächen erzeugt. Die SONICflex[®]-Spitzen wurden für je 20 Sekunden in Betriebsstufe „2“ mit Wasserkühlung angewendet, wobei besonders auf den möglichst parallel zur Oberfläche verlaufenden Anstellwinkel geachtet wurde.

Das PROPHYflex[®] wurde von Hand geführt und, abhängig von den bereits geschilderten Empfehlungen für die jeweiligen Pulver, in steilem oder flachem Winkel mit etwa 0,5 cm Abstand zur Prüfkörperoberfläche eingesetzt. Im Anschluss an die Bearbeitung wurde auch hier die Oberfläche für fünf Sekunden mit dem Luft-Wasser-Bläser gesäubert.

Das Abnehmen der Prüfkörper erfolgte vorsichtig mit einer Pinzette und einem Heidemannspatel. Die Proben wurden dann in entsprechenden Behältnissen für zwei Wochen gelagert, wobei sie zum Schutz vor Licht in Alufolie eingefaltet und in Glasschalen aufbewahrt wurden.

Als nächstes wurden, wie unter 2.2.2 beschrieben, mehrmalige Kontaktwinkelmessungen durchgeführt, nach denen die Prüfkörper mittels TRACEiT[®] untersucht wurden. Daraufhin folgte die Vermessung mit dem Perthometer. Den Abschluss der Versuchsreihe bildete die Darstellung der Prüfkörperoberflächen in hoher Vergrößerung mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskopes.

An den bereits erwähnten zehn unbearbeiteten Referenzproben aus Titan und Anatas wurde im Rahmen der Kontaktwinkelmessung das Ageing (Rupp et al. 2012, Ueno et al. 2010) der Oberfläche sowie die Aktivierbarkeit durch UV-Bestrahlung geprüft. Dazu wurden die Kontaktwinkel der Proben gemessen, diese dann gereinigt und für zwei Wochen im Dunkeln aufbewahrt. Daraufhin wurden die Prüfkörper nochmals vermessen, für zehn Minuten UV-bestrahlt und danach nochmals die Kontaktwinkel bestimmt (s. Kapitel 2.2.2).

2.5.1 Reinigung

Sowohl die Titan- als auch die Anatasproben wurden vor Versuchsbeginn einer standardisierten Reinigung unterzogen. Die zur Reinigung benötigten Gefäße und Pinzetten wurden im Ultraschallbad mit 70%iger Isopropanollösung (AppliChem, Darmstadt, Germany) für zehn Minuten gereinigt und danach nochmals mit Isopropanol ausgespült.

Die Proben wurden dann auf einem Laborschüttler für zehn Minuten bei 50 rpm in Isopropanol gereinigt, danach einzeln mit einer Pinzette entnommen, dreimal in einem separaten, ebenfalls mit Isopropanol gefüllten Gefäß geschwenkt und zum Trocknen senkrecht auf ein flusenfreies Papier (Kimberly-Clark, Koblenz, Germany) gestellt. Dort wurden die Proben für mindestens zehn min zum Trocknen belassen.

2.6 Datenaufbereitung

Die für die einzelnen Untersuchungsmethoden eingesetzten Programme sowie die zur Datenaufbereitung durchgeführten Schritte werden im Folgenden genauer erläutert.

2.6.1 Druckmessung

Die angefallenen Messdaten wurden hier zunächst als .csv-Datei in Microsoft Excel 2010 importiert und den jeweiligen Messzeitpunkten zugeordnet. Da durch die kontinuierliche Aufnahme des Sensors immer auch Zeiträume vor und nach Probenbearbeitung aufgezeichnet wurden, wurden die Daten im nächsten Schritt auf den Bearbeitungszeitraum eingegrenzt und daraus die entsprechenden Druck/Zeit-Diagramme erstellt. Fehlermeldungen des Sensors, sogenannte Timeouts, wurden aus den Datensätzen entfernt. Schließlich wurde, abhängig von der jeweiligen Bearbeitungsmethode, wie folgt vorgegangen:

- Im Fall von Handinstrumenten (Metall- und Kunststoffkürette) wurde der jeweils höchste Wert jedes Arbeitszuges ermittelt, so dass sich pro bearbeitetem Prüfkörper 20 Maximalwerte ergaben.
- Für die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten wurde ein Schwellenwert (0,1 N) definiert, um Beginn und Ende der Bearbeitungsphase festzulegen.
- Auch für die eingesetzten Schallscaler wurde das Überschreiten von 0,1 N als Beginn, das Unterschreiten von 0,1 N als Ende der Bearbeitungsphase definiert.
- Im Fall der Pulverstrahlverfahren wurde als Grenzwert ein Druck von 0,02 N festgelegt.

Die so gewonnenen Werte wurden in die Statistiksoftware JMP (siehe 2.8) importiert und dort analysiert, wobei jeweils alle Messwerte eines bestimmten Bearbeitungsmodus gemeinsam betrachtet wurden.

2.6.2 Benetzungsmessung

Die mit Hilfe der Tropfenkonturanalyse aufgenommenen Bilder der Tropfenform wurden mittels der zugehörigen Software analysiert. Das dabei angewandte Kreissegmentverfahren erlaubt zwar die Bestimmung sehr kleiner Kontaktwinkel, bei Winkeln unter 5° wird hier jedoch kein genaues Ergebnis

ausgegeben, so dass Werte, die in diesem Bereich lagen, als 0° definiert wurden. Die weitere Verarbeitung der Daten erfolgte dann statistisch.

2.6.3 Profilometrie

Die mit dem Perthometer gewonnen Daten wurden mit Hilfe der Software Mountainsmap® 7.0 (Digital Surf, Besançon, Frankreich) ausgewertet. Diese Software erlaubt neben der Analyse der einzelnen Messstrecken die Darstellung der Perthometerdaten als dreidimensionale Oberfläche, und damit letztlich die Auswertung der Datensätze sowohl mit zwei-, als auch dreidimensionalen Parametervorgaben.

Dabei wurde das erhaltene Primärprofil zuerst an einer Ebene ausgerichtet (Least-Squares-Methode, Ausrichtung durch Subtraktion). Das ausgerichtete Profil wurde dann gefiltert, um durch Trennung von Welligkeit und Rauheit das Rauheitsprofil zu erhalten. Dabei wurde nach ISO 4288 1/5 der Messstrecke (bei 8 mm Messstreckenlänge also 1,6 mm) als cut-off bzw. Grenzwellenlänge im Gaussfilter ausgewählt. Aus der gewonnen dreidimensionalen Topographie wurden dann zum einen die in ISO 25178 spezifizierten dreidimensionalen Rauheitsparameter berechnet, und weiterhin aus den 21 Einzelprofilen die zweidimensionalen Rauheitsparameter nach ISO 4287 ermittelt.

Zusätzlich wurde aus jedem Primärprofil ein 3 x 3 mm messender Bereich extrahiert, der ebenfalls mit einem Gaussfilter (in diesem Fall 0,6 mm) bearbeitet wurde, um so das entsprechende Rauheitsprofil bzw. die entsprechende dreidimensionale Topographie zu erhalten. Aus diesem wurden dann, wie oben geschildert, die entsprechenden zwei- und dreidimensionalen Parameter gewonnen und weiter statistisch aufbereitet.

2.6.4 MeX-Software

Die mit dem REM im Rahmen der Vorversuche aufgenommenen Bilder wurden mit der Software MeX 5.1 von Alicona Imaging weiter verarbeitet. Dazu wurden die Bilder über den Stereo Creator importiert, die Daten des Kippwinkels sowie der Arbeitsabstand eingegeben und der globale Offset bestimmt. Als nächstes

wurde durch die Software ein Digitales Oberflächenmodell (DOM) erstellt. Das Programm lieferte hier vor Berechnung des definitiven Modells eine Vorschau, anhand derer Fehler beim Erstellen des Modells erkannt und notfalls korrigiert werden konnten.

Nach der Erzeugung des Modells erfolgte auch hier die Berechnung einer Referenzebene. Zunächst wurde die Referenzebene für das gesamte DOM automatisch bestimmt. Danach erfolgte die Auswahl eines Abschnitts von 245 x 245 μm für die definitive Analyse, für den nochmals eine Anpassung der Referenzebene, diesmal mit robusten Referenzpunkten, vorgenommen wurde. Danach wurde auch hier die Oberfläche gefiltert (nach EN ISO 4287), um die Rauigkeitswerte zu extrahieren. Als cut-off wurde ein L_c - Wert (bzw. für die dreidimensionale Analyse λ_c -Wert) von 50 μm , also auch hier annähernd ein Fünftel der Messstrecke, ausgewählt. Nun folgten schrittweise der Start der Flächenanalyse sowie die Extraktion der jeweiligen Parameter.

2.7 Rauheitsparameter

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Rauheitsprofile sowohl einzeln in zwei Dimensionen, als auch in Form eines dreidimensionalen Oberflächenmodells untersucht und ausgewertet. Die zu ihrer Beschreibung angewandten Parameter sind im Folgenden genauer dargestellt.

2.7.1 Zweidimensionale Rauheitsparameter

Die zweidimensionalen Rauheitsparameter beschreiben unterschiedliche Eigenschaften einer einzelnen Messstrecke. Dabei können Parameter, die einzelne Punkte wie beispielsweise die höchste Spitze des vermessenen Profils beschreiben, von solchen, die über die Bildung von Mittelwerten Aussagen über den Profilverlauf machen, unterschieden werden. Weiterhin kann, wie bereits in Kapitel 1.2 ausgeführt, eine Unterteilung der Parameter in solche, die das Profil anhand der Ordinate (Amplitudenparameter) untersuchen, und Parameter, die das Profil entlang der Abszisse (Abstandsparameter) beschreiben, vorgenommen werden. Zusätzlich existieren wie bereits erwähnt

Hybridparameter, die Aussagen über beide Dimensionen in sich vereinen. Außerdem können, wie weiter unten beschrieben, aus der Abbott-Firestone-Kurve sogenannte Funktionsparameter entnommen werden. Eine detailliertere Darstellung der Parameter kann DIN 4287 (Deutsches Institut für Normung 2010a) entnommen werden.

2.7.1.1 Amplitudenparameter

R_p – Höhe der größten Profilspitze

R_p beschreibt die Höhe der größten Profilspitze innerhalb der Messstrecke, betrachtet also einen einzelnen Punkt im Profilverlauf.

R_v – Tiefe des größten Profiltals

Mit R_v wird das tiefste Profiltal innerhalb der Messstrecke angegeben.

R_z - Größte Höhe des Profils

Hierbei handelt es sich um die Summe aus der Höhe des tiefsten Profiltals und der höchsten Profilspitze innerhalb der Messstrecke.

R_a – Arithmetischer Mittenrauwert

Bei R_a handelt es sich um den gebräuchlichsten zweidimensionalen Rauheitsparameter. Er stellt die mittlere Abweichung des Profils von der mittleren Linie entlang der Messstrecke (ln) dar.

$$Ra = \frac{1}{ln} \int_0^{ln} |z(x)| dx$$

Aufgrund der Mittelwertbildung ist R_a recht stabil und reagiert kaum auf einzelne Riefen oder Spitzen im untersuchten Profil. Allerdings folgt aus der Mittelwertbildung, dass unterschiedliche Profile gleiche R_a-Werte haben können

(Hansson 2000), so dass Ra allein zur Charakterisierung einer Oberfläche nicht ausreicht. Abbildung 11 zeigt vier derartige Oberflächen in idealisierter Form.



Abbildung 11 a-d: Beispiel unterschiedlicher Oberflächengeometrien mit gleichen Ra-Werten. Quelle: (Hansson 2000).

Rq – Quadratischer Mittenrauwert

Rq ist definiert als der quadratische Mittelwert der Profilabweichungen von der Mittellinie. Er ähnelt Ra, jedoch mit dem Unterschied, dass er stärker auf Riefen und Spitzen reagiert und sich bei der Beurteilung verschiedener Oberflächen als statistisch signifikanter erwiesen hat (Dong et al. 1994a). Beide Parameter sind jedoch korreliert, so dass in dieser Arbeit vor allem auf den in der Literatur weiter verbreiteten Ra-Wert Bezug genommen wird.

$$Rq = \sqrt{\frac{1}{ln} \int_0^{ln} z(x)^2 dx}$$

Rsk – Schiefe des Profils

Rsk beschreibt die Asymmetrie innerhalb der Amplitudendichtekurve des untersuchten Profils für eine gegebene Messstrecke (lr). Oberflächen mit Kratzern oder anderen Defekten zeigen dabei in der Regel positive Werte, während negative Werte von einzelnen Spitzen auf einer ansonsten gleichmäßigen Oberfläche erzeugt werden.

$$Rsk = \frac{1}{Rq^3} \left[\frac{1}{lr} \int_0^{lr} z^3(x) dx \right]$$

2.7.1.2 Abstandsparameter

R_{sm} – Mittlere Rillenbreite der Profilelemente

R_{sm} gibt die Abstände zwischen einzelnen Profilelementen an. Der Parameter kann gut zur Beurteilung von regelmäßigen Profilverläufen herangezogen werden; die Aussagekraft sinkt jedoch bei stark unregelmäßigen Oberflächen.

2.7.1.3 Hybridparameter

RP_c – Spitzenzählparameter

RP_c beschreibt die Dichte der Profilelemente (R_{sm}) auf der entsprechenden Messstrecke (L).

$$RP_c = \frac{L}{R_{sm}}$$

R_{dq} – quadratischer Mittelwert der Profilsteigung des Profils

Dieser Hybridparameter wird aus den Mittelwerten der jeweiligen einzelnen Profilsteigungen dZ/dx über die Messstrecke gebildet. Niedrige Messwerte deuten auf glatte Oberflächen hin, während hohe Werte auf raue Oberflächen schließen lassen.

2.7.1.4 Funktionsparameter

Diese Parameter lassen sich aus der Abbott-Firestone-Kurve, die den Materialanteil des Profils als Funktion der Schnitthöhe darstellt, entnehmen. Sie geben letztlich Informationen über die relative Verteilung des Materials – beispielsweise zeigen plane Oberflächen mit vereinzelt, hohen Spitzen, bei denen sich folglich der Großteil des Materials in tieferen Bereichen befindet, andere Ergebnisse als plane Oberflächen mit tiefen Tälern, bei denen sich höhere Werte für R_{mr} (s.u.) sowie eine gleichmäßigere Verteilung des Materials ergeben. Abbildung 12 zeigt eine solche Abbott-Firestone-Kurve für ein

beispielhaftes Rauheitsprofil. Der zwischen den Schnittebenen Smr1 und Smr2 liegende Kurvenbereich (bei zweidimensionalen Profilen Rmr1 und Rmr2) ist der sogenannte Kernbereich. Über diesen Materialanteil hinausragende Spitzen und Täler sind schraffiert dargestellt.

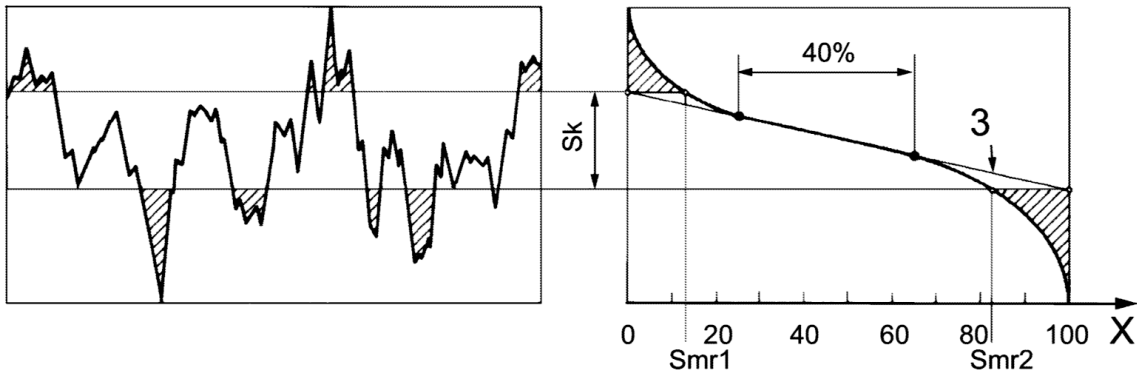


Abbildung 12: Rauheitsprofil (links) und sich daraus ergebende Materialanteilkurve (rechts). Y-Achse: Höhe, X-Achse: Materialanteil in %. S_k = Kernbereich. Ziffer 3 beschreibt die zugehörige gleichwertige Gerade, Smr1 und Smr2 Materialanteile an spezifischen Schnittlinien. Quelle: (Deutsches Institut für Normung 2012a). (Wiedergegeben mit Erlaubnis des DIN Deutsches Institut für Normung e.V. Maßgebend für die Anwendung der DIN-Norm ist deren Fassung mit dem neuesten Ausgabedatum, die bei der Beuth Verlag GmbH, Burggrafenstraße 6, 10787 Berlin, erhältlich ist.)

Rmr – relativer Materialanteil des Profils

Rmr (Smr für dreidimensionale Flächen) beschreibt den Materialanteil, der auf einer bestimmten Schnitthöhe (gemessen vom höchsten Profilelement) c abgetrennt wird im Verhältnis zum Gesamtmaterial. Die Schnitthöhe betrug in dieser Studie $1\ \mu\text{m}$.

Rdc – Höhendifferenz zwischen zwei Schnittlinien

Rdc gibt den Höhenunterschied zwischen zwei Schnittlinien mit definierten Materialanteilwerten (in dieser Studie 20 % und 80 %) an.

2.7.2 Dreidimensionale Rauheitsparameter

Die für zweidimensionale Parameter beschriebenen Verhältnisse gelten ähnlich auch für dreidimensionale Kennwerte: Auch hier sind die Höhenparameter im

Hinblick auf die Beschreibung von Friktion und Verschleiß wichtig, haben aber ebenso Bedeutung bei der Analyse von Wechselwirkungen an Implantatgrenzflächen zum Knochen (Macdonald et al. 2004). Während bei diesen Parametern vor allem Extremwerte und durchschnittliche Abweichungen von der Referenzebene beschrieben werden, können Volumen- und Featureparameter, die letztlich auf verschiedenen Verfahren zur Mustererkennung beruhen (Scott 2009) und dabei spezifische Punkte und Eigenheiten der untersuchten Oberfläche einbeziehen (Blateyron 2013), zusätzliche Charakteristika der Oberflächen darstellen und somit auch zusätzliche Differenzierungen ermöglichen (Wang et al. 2011).

Da im Rahmen dieser Arbeit Oberflächenmodelle untersucht werden, die aus zweidimensionalen Einzelprofilen erstellt wurden, wurde den zweidimensionalen Parametern in der Auswertung wenn möglich Vorrang gegeben; hier sollen nur solche dreidimensionalen Parameter besprochen werden, aus denen, auch im Hinblick auf die aktuelle Literatur, zusätzliche zur Beantwortung der Fragestellungen hilfreiche Informationen abgeleitet werden können. Die im Folgenden dargestellten Formeln und Definitionen entsprechen DIN 25178 (Deutsches Institut für Normung 2012a).

2.7.2.1 Höhenparameter

Sa Arithmetische Durchschnittshöhe

Sa gibt als dreidimensionale Version von Ra das arithmetische Mittel der absoluten Ordinatenwerte innerhalb des Definitionsbereichs (A) an (Deutsches Institut für Normung 2012a).

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

Der Wert von Sa lässt ebenso wie Ra bei dentalen Implantaten Rückschlüsse auf das Osseointegrationsverhalten zu (Löberg et al. 2010, Svanborg et al. 2010).

2.7.2.2 Featureparameter

S5p Fünf-Punkte-Spitzenhöhe

Hierbei handelt es sich um den Mittelwert der Absolutwerte der fünf höchsten Spitzen innerhalb des Messbereichs.

S5v Fünf-Punkte-Senkenhöhe

Ähnlich wie bei S5p wird hier der Mittelwert der Absolutwerte der fünf tiefsten Senken innerhalb des Messbereichs gebildet.

S10z Zehn-Punkte-Höhe

Hier wird die Summe aus den Mittelwerten der fünf tiefsten Senken und fünf höchsten Spitzen gebildet, so dass gilt:

$$S10z = S5p + S5v$$

Es handelt sich also letztlich um eine stabilere Version von Sz, dem dreidimensionalen Pendant zu Rz (Blateyron 2013). Auch S10z sollte bei der Beschreibung von Implantatoberflächen angegeben werden (Loeberg et al. 2014).

Spd Spitzendichte

Dieser Parameter gibt die Anzahl signifikanter Spitzen innerhalb einer untersuchten Fläche an. Er wird entweder einheitslos oder als Spitzen/mm² angegeben. Untersuchungen von Wang et al. zeigten zwar, dass es sich bei Spd um den einzigen statistisch nicht stabilen Featureparameter handelt (Wang et al. 2011), da die Spitzendichte (ehemals Sds) jedoch in der Referenzliteratur öfter angegeben wird, zum Beispiel von Wennerberg und Svanborg (Svanborg et al. 2010), wurde der Parameter in diese Arbeit aufgenommen.

2.7.2.3 Hybridparameter

Sdr Gestrecktes Oberflächenverhältnis

Vergleich man die tatsächliche Oberfläche eines definierten Messfeldes mit der eigentlichen Messfeldgröße, ergibt sich, außer bei perfekt glatten Flächen (Bateyron 2013), ein Unterschied. Dieser wird dadurch bedingt, dass die Streckung der Flanken von Hügeln und Tälern die tatsächliche Oberfläche vergrößert. Das Verhältnis von gestreckter (tatsächlicher) Oberfläche zur Messfeldfläche wird in Prozent oder dimensionslos angegeben und liegt bei rauen Oberflächen über 1 %, bei sehr rauen sogar über 10 % (Dong et al. 1994b). Auch Sdr wird zur Beschreibung von Implantatoberflächen empfohlen (Svanborg et al. 2010).

Sdq RMS (Root Mean Square)-Gradient

Sdq, der mittlere quadratische Gradient der skalenbegrenzten Oberfläche, ist das dreidimensionale Äquivalent zu Rdq. Er wird in der Regel als einheitslose Zahl angegeben. Auch dieser Parameter wurde zur Charakterisierung von Implantatoberflächen empfohlen (Löberg et al. 2010), unter anderem, weil er aufgrund einer linearen Beziehung als Prädiktor für Scherfestigkeit dienen kann (Hansson et al. 2010).

2.7.2.4 Volumenparameter

Ähnlich wie bei den Funktionsparametern wird bei den Volumenparametern auf die Materialanteilkurve Bezug genommen, wobei hier die Material- und Luftvolumina gleichzeitig aus dem Diagramm entnommen werden können. Es gilt, dass das Luftvolumen bei einem Materialanteil von $m_r = 100$ % ein Minimum annimmt, während es sein Maximum bei einem Materialanteil von 0 % hat. Die einzelnen Parameter beschreiben dabei die jeweiligen Volumina an bestimmten Bereichen dieser Kurve (beispielsweise V_{mp} bei $p = 10$ %) oder als Differenz zwischen zwei Bereichen (V_{vc} , s.u.).

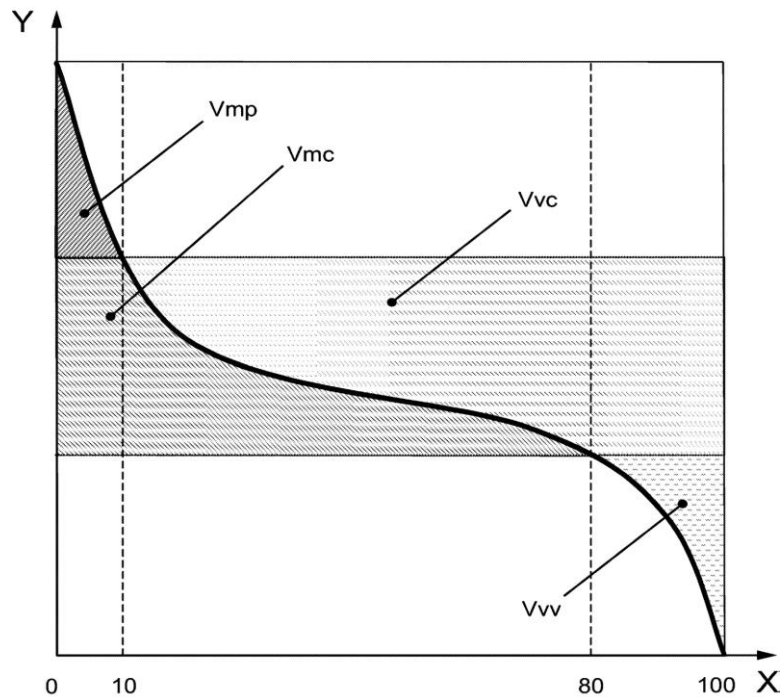


Abbildung 13: Materialanteilkurve mit Parametern für das leere und mit Material gefüllte Volumen. Y-Achse: Höhe, X-Achse: Materialanteil in %. Vmp: Spitzenmaterialvolumen. Vmc: Kernmaterialvolumen. Vvc: Kernluftvolumen. Vvv: Muldenluftvolumen. Quelle: (Deutsches Institut für Normung 2012a).

Vvc Kernluftvolumen

Das Kernluftvolumen berechnet sich aus der Differenz der leeren Volumina der Materialanteile bei 10 % und 80 %. Vvc macht eine Aussage über das für eine benetzende Flüssigkeit potentiell zur Verfügung stehende Volumen, weswegen er früher zur Berechnung von Sci, dem Flüssigkeitsretentionsindex herangezogen wurde. Heute wird stattdessen die Verwendung von Vvc allein empfohlen. (Löberg et al. 2010)

2.8 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der Software JMP 11.2 (SAS Institute GmbH, Böblingen, Germany). Das Vorgehen umfasste dabei zunächst die Untersuchung der jeweiligen Verteilung der Messdaten und, davon ausgehend, die Erhebung deskriptiver statistischer Kennwerte sowie die Durchführung statistischer Tests. Die allgemeine Vorgehensweise sowie die

durchgeführten Testverfahren sind hier genauer dargestellt; darauffolgend wird auf die Abfolge und den jeweiligen Zweck der Tests für die einzelnen Messverfahren gesondert eingegangen.

2.8.1 Angewandte Testverfahren

2.8.1.1 Test auf Normalverteilung

Zu Beginn wurden die Datensätze auf ihre Verteilungsform hin untersucht. Dazu wurde zuerst die Streuung der Messwerte im Diagramm der Normalquantile beurteilt. Als nächstes wurde mittels des Shapiro-Wilk-W-tests die Anpassungsgüte an eine hypothetische Normalverteilung getestet.

Dieser Test überprüft, ob die der jeweiligen Stichprobe zugrunde liegende Grundgesamtheit normalverteilt ist oder nicht. Die Nullhypothese ist hierbei die Übereinstimmung mit der Normalverteilung, die Abweichung davon stellt die Alternativhypothese dar. Grundlage der Berechnung ist eine Varianzanalyse. Der ausgegebene p-Wert wird im Hinblick auf ein vorher festgelegtes Signifikanzniveau ($\alpha = 0,05$) beurteilt – liegt der p-Wert darunter, muss die Nullhypothese abgelehnt werden, p-Werte über dem Signifikanzniveau sprechen nicht gegen eine Normalverteilung der Grundgesamtheit. Der Vorteil dieses Testverfahrens liegt bei seiner guten Aussagekraft auch bei Stichprobenzahlen unter $N=50$; bei den in dieser Arbeit zum Teil auftretenden Stichprobenzahlen von $N=3$ liefert der Test jedoch nur ungenaue Ergebnisse.

Es wurde weiterhin festgelegt, dass, falls innerhalb der Datensätze eines Messverfahrens nicht normalverteilte Stichproben neben solchen, für die eine Normalverteilung durch den Test nicht abgelehnt wurde, auftreten sollten, auf sogenannte nicht-parametrische Analysemethoden zurückgegriffen werden sollte, die keine Normalverteilungen voraussetzen. Ausgenommen davon waren jene Stichproben, für die aufgrund geringer Probenzahl ($N=3$) die Normalverteilung der Grundgesamtheit über den Anpassungstest nicht ausgeschlossen werden konnte – in diesen Fällen wurde der gegen gewisse Abweichungen von der Normalverteilung robuste t-Test angewendet, allerdings ist die Teststärke hier im Vergleich zu größeren Stichproben geringer. Es wurde

stets zweiseitig getestet, als Signifikanzniveau wurde 5 % ($\alpha = 0,05$) festgelegt.

2.8.1.2 Erhebung statistischer Kennwerte

Zur Auswertung der Daten wurden folgende statistische Standardkenngrößen herangezogen: Stichprobenumfang, Mittelwert, Varianz, Standardabweichung, Median und Spannweite. Diese wurden entweder tabellarisch oder als Box-plot dargestellt, wobei letzterer definitionsgemäß zusätzlich die jeweiligen Quantile mit einschließt.

2.8.1.3 Vergleich einer Stichprobe mit einem vorgegebenen Sollwert mittels des t-Tests für eine Stichprobe

Es handelt sich hierbei um die einfachste Variante des t-Tests. Als parametrischer Test setzt dieses Verfahren eine normalverteilte Stichprobe voraus, deren Mittelwert und Standardabweichung in diesem Fall gegen einen vorgegebenen Sollwert auf signifikante Differenzen untersucht werden.

2.8.1.4 Analyse abhängiger Stichproben mittels des t-Tests für verbundene Stichproben

Es handelt sich hierbei um einen Lagetest, der eine Aussage über Unterschiede von Erwartungswerten treffen kann und im Rahmen dieser Arbeit der Untersuchung von zu unterschiedlichen Zeitpunkten an derselben Stichprobe erhobenen Messwerten dient. Auch hier wird als Grundvoraussetzung eine Normalverteilung angenommen, wobei (auf Kosten der Teststärke) eine gewisse Robustheit gegen Abweichungen von dieser Annahme besteht. Als Nullhypothese wird in diesem Test angenommen, dass die Differenz d zwischen den einzelnen Wertpaaren nicht signifikant vom Mittelwert $d = 0$ abweicht; signifikante Unterschiede führen wie üblich zur Ablehnung der Nullhypothese.

2.8.1.5 Analyse unabhängiger Stichproben

Zur Analyse der unabhängigen Stichproben wurden der U-Test nach Mann und Whitney (auch Wilcoxon-Mann-Whitney-Test) sowie der Kruskal-Wallis-Test eingesetzt. Beide Verfahren gehören zu den nicht-parametrischen Testmethoden, wobei der U-Test für zwei, der Kruskal-Wallis-Test für mehrere Stichproben verwendet wird.

Um den U-Test anzuwenden, müssen verschiedene Voraussetzungen erfüllt sein – neben vorgeschriebenen Skalenniveaus für die abhängige und unabhängige Variable (rational skaliert und nominal skaliert) ist vor allem eine vergleichbare Form der Verteilung der jeweiligen Stichproben relevant. Der Kruskal-Wallis-Test arbeitet, ebenso wie der U-Test, mit Rangsummen, kann aber auf mehrere Stichproben angewendet werden. Hierbei wird als Nullhypothese angenommen, dass die entsprechenden Werte einer Chi²-Verteilung entstammen – gegen diesen Wert wird schließlich getestet. Signifikanzen zeigen hier folglich an, dass die entsprechende Nullhypothese verworfen werden muss.

2.8.2 Durchgeführte Analysen nach Datensätzen

2.8.2.1 Druckmessung

Die im Rahmen der Druckmessung gewonnenen Stichprobendaten wurden, da hier keine Normalverteilung vorlag, mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests untersucht. Dabei wurde überprüft, ob die erhaltenen Messwerte sich innerhalb der einzelnen Instrumentengruppen voneinander unterscheiden (auch im Hinblick auf das Prüfkörpermaterial).

2.8.2.2 Benetzungsmessung

Zu Beginn wurden die Kontaktwinkel der unbearbeiteten Prüfkörper auf Normalverteilung getestet.

Der Einfluss einer zweiwöchigen Liegezeit nach Reinigung sowie die Aktivierbarkeit der unbearbeiteten Referenzprüfkörper nach diesem Zeitraum

wurden über den t-Test für verbundene Stichproben geprüft. Dieses Verfahren wurde auch angewendet, um die Messwerte der bearbeiteten Prüfkörper miteinander zu vergleichen und auf Signifikanzen zu untersuchen, wobei jeweils unterschiedliche Fragestellungen untersucht wurden, die Tabelle 4 entnommen werden können.

Tabelle 4: Vergleichene Merkmalspaare aus der Kontaktwinkel (contact angle, CA)-messung mit zugehöriger Fragestellung.

Verglichene Messwerte	Untersuchte Fragestellung
CA vor Reinigung und Bearbeitung / CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	Unmittelbare Veränderung durch Bearbeitung
CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung / CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	Aktivierbarkeit der noch nicht gereinigten bearbeiteten Oberfläche
CA nach nochmaliger Reinigung / CA vor Reinigung und Bearbeitung	Veränderung zwischen unbearbeiteter und gereinigter bearbeiteter Oberfläche
CA nach nochmaliger Reinigung / CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	Veränderung durch Liegezeit
CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung 2 / CA nach zweiter UV-Bestrahlung	Aktivierbarkeit der jetzt gereinigten Oberfläche
CA nach zweiter UV-Bestrahlung / CA nach nochmaliger Reinigung	Vergleich aktivierte Oberfläche zu lediglich gereinigter Oberfläche
CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung / CA nach zweiter UV-Bestrahlung	Veränderung der Aktivierbarkeit durch Reinigungsvorgang
CA nach zweiter UV-Bestrahlung / Mittelwert der UV-aktivierten unbearbeiteten Prüfkörper	Veränderung der Funktion im Vergleich zu nicht bearbeiteten Oberflächen

Abschließend wurden die Messwerte nach der zweiten UV-Aktivierung mit den Mittelwerten der unbearbeiteten Prüfkörper nach UV-Aktivierung verglichen (t-Test für eine Stichprobe).

2.8.3 Rauheitsmessungen

Hier wurde, nach dem Test auf Normalverteilung, auf nichtparametrische Verfahren für zwei und mehr unabhängige Stichproben zurückgegriffen. Die

einzelnen Bearbeitungsmethoden wurden untereinander über den Kruskal-Wallis-Test verglichen, während der direkte Vergleich jeweils mit der gleichen Methode bearbeiteter Anatas- und Titanprüfkörper über den U-Test erfolgte. Zusätzlich erfolgte ein Vergleich der beiden für jeden Prüfkörper gewonnenen Messfelder untereinander, für den ebenfalls die geschilderten nichtparametrischen Verfahren angewandt wurden.

3 Ergebnisse

3.1 Vorversuche

3.1.1 Messung des Anpressdrucks und Befestigung der Prüfkörper

Der angefertigte Silikonsockel verhinderte zwar eine Lateralverschiebung der Prüfkörper, durch seine Eigenelastizität wurde bei Bearbeitung jedoch ein ungleichmäßiges Eindringen der Probe verursacht, was die Gleichmäßigkeit der Bearbeitung negativ beeinflusste. Weiterhin war es dem Behandler nicht möglich, über die Kontrolle mittels Laborwaage gleichmäßige Anpressdrücke zu erzeugen.

3.1.2 Instrumentenauswahl für die Hauptversuche

Innerhalb der Vorversuche zeigte sich, dass eine gleichmäßige Bearbeitung der Probenoberfläche mit einem kugelförmigen Schleifkörper besser möglich war als mit einem zylinderförmigen. Bei der Politur war die PC2-Spitze für Brownie® und Greenie® der zylindrischen Form in der Handhabung unterlegen. Allerdings schienen die Gummipolierer auf den Prüfkörpern leicht zu schmieren. Die weichere Variante des Pro-Cup® ließ sich während des Poliervorgangs besser an die Oberfläche der Proben adaptieren als die härtere Version.

Bei der Bearbeitung mit den einzelnen Implacare™-Varianten fiel auf, dass 4R/4L sich durchbog und keine gleichmäßige Bearbeitung der Probe zuließ, 204S eignete sich aufgrund ihrer Krümmung ebenfalls nicht. Gut anwendbar hingegen war die Spitze H6/H7.

Innerhalb der Metallküretten ließen Nr. 7/8 und 11/12 eine flächigere Bearbeitung zu als die anderen Kürettentypen. Es zeigte sich außerdem, dass 20 Kratzer ausreichend waren, einen Großteil der Oberfläche zu bearbeiten, so dass diese Anzahl für die Hauptversuche übernommen wurde.

Während Einstellungen und Angaben für das SONICflex® in die Hauptversuche übernommen werden konnten, war auch nach der Bearbeitung mit dem PROPHYflex® eine Verschmutzung der Oberflächen zu erkennen, die ein kurzes Absprühen nach dem Bearbeitungsvorgang für die Hauptversuche

empfehlenswert erscheinen ließen. Der im Rahmen der Vorversuche eingesetzte Gipsblock erwies sich als unhandlich und wurde folglich in den Hauptversuchen durch einfache Führung mit der Hand ersetzt.

3.1.3 Benetzungsmessung

Die an 10 Titanprüfkörpern durchgeführte Benetzungsmessung vor und direkt nach dem Reinigungsvorgang mit 70%iger Isopropanol (siehe 2.5.1) zeigte ein statistisch signifikantes ($p < 0,01$) Absinken des Kontaktwinkels.

Tabelle 5: Benetzungswinkel vor und nach Reinigung in Grad (°). Titanprüfkörper, N = 10.

	Mittelwert	Std.-Abw.	Varianz	Median	Spannweite
Winkel vor Reinigung	65,2	15,7	247,1	71,9	47,2
Winkel nach Reinigung	51,8	12,8	164,0	48,3	33,1

3.1.4 Rasterelektronenmikroskopie und MeX-Software

Die rasterelektronenmikroskopischen Befunde für die Titanprüfkörper entsprachen den im Rahmen der späteren Hauptversuche erhaltenen Ergebnissen und werden hier daher nicht gesondert dargestellt. Allerdings ergaben sich in den Vorversuchen verschiedene Schwierigkeiten bei der Aufnahme der Bildpaare zur Erstellung dreidimensionaler Oberflächenmodelle. Während des euzentrischen Kippens findet eine Bewegung der Probe statt, so dass danach die Region, aus der das erste Bild des entsprechenden Paares stammt, wieder aufgesucht werden muss, um das entsprechende Gegenstück aufzunehmen. Dieser Vorgang ist bei rauen und strukturierten Oberflächen nicht schwierig, bei sehr glatten Flächen, wie sie während der Politur entstanden, aufgrund fehlender zur Orientierung heranziehbarer Strukturen jedoch nicht unproblematisch. Auch zeigte sich, dass die Software bei einem wesentlichen Schritt der Verarbeitung zu einem 3D-Modell, nämlich der Bestimmung des Offsets, also der Verschiebung der beiden Bilder zueinander, aufgrund der fehlenden Strukturen keine automatische Zuordnung durchführen konnte, so dass die Bilder einander per Hand zugeordnet wurden. Dies führt jedoch zu weniger reproduzierbaren Ergebnisse und kann bei fehlerhafter

Zuordnung auch zu verfälschten Daten führen, so dass in diesem Fall diese Art der Auswertung als nicht geeignet angesehen und folglich mit dem Einsatz eines Kontaktprofilometers ein mechanisches Verfahren zur Topographieanalyse herangezogen wurde.

3.2 Hauptversuche

3.2.1 Kraftmessung

Die während der Bearbeitungszyklen gewonnenen Druckkurven zeigten für die verschiedenen Methoden charakteristische Verläufe (Abbildung 14). Im Fall der Handinstrumente sind die einzelnen Arbeitszüge mit Ansetzen, Druckanstieg, Druckmaximum, Druckabfall und schließlich Absetzen des Instruments deutlich voneinander abgrenzbar. Ähnlich verhält es sich bei den maschinellen Bearbeitungsmethoden – hier sind Beginn und Ende der Bearbeitungsphase gut zu erkennen, weiterhin zeigen sich zwischen den einzelnen Methoden Unterschiede in Amplitude und Frequenz der aufgezeichneten Kurven.

So fällt auf, dass der Anpressdruck während der Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern abfällt und die einzelnen Amplituden ungleichmäßig ausfallen. Im direkten Vergleich zeigen die mit Polierern gewonnenen Kurven, von einigen Ausreißern abgesehen, deutlich geringere Schwankungen. Auch die Bearbeitung mit Ultraschallspitzen erzeugte Kurven mit homogener Amplitude und Frequenz, während selbige sich bei den Pulverstrahlverfahren, wenn auch in geringerem Maßstab, weniger gleichmäßig darstellen.

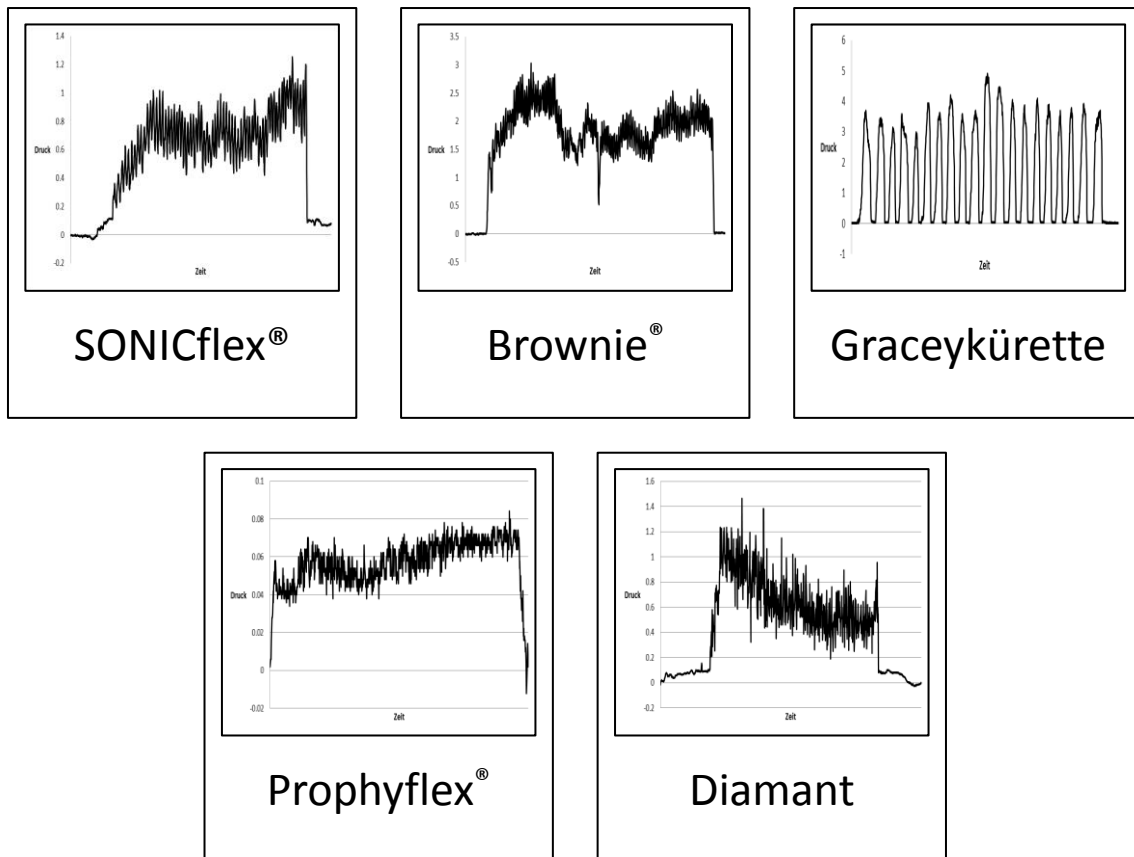


Abbildung 14: Druck/Zeit-Diagramme für verschiedene Bearbeitungsmethoden. x-Achse: Zeit (s), y-Achse: Druck (N). Der erfasste Bearbeitungszeitraum betrug für das SONICflex[®], den Brownie[®] sowie das PROPHYflex[®] jeweils 20 s, bei der Graceykürette 60 s und für den Diamanten 10 s.

Im Hinblick auf den im Rahmen des Bearbeitungsvorgangs erzeugten durchschnittlichen Anpressdruck zeigten sich zwischen den einzelnen Methoden deutliche Unterschiede (Abbildung 15). Die höchsten Werte wurden mit Handinstrumenten erreicht, während die Pulverstrahlverfahren die niedrigsten Anpressdrücke erzeugten.

Der statistische Vergleich der mittleren Druckwerte der einzelnen Methoden untereinander ergab bei einem Signifikanzniveau von 0,05 signifikante ($p = 0,001$) Unterschiede für fast alle Kombinationen; ausgenommen waren hier nur die Handinstrumente aus Metall und Kunststoff ($p=0,1472$) sowie die Gummipolierer Brownie[®] und Greenie[®] ($p=0,954$).

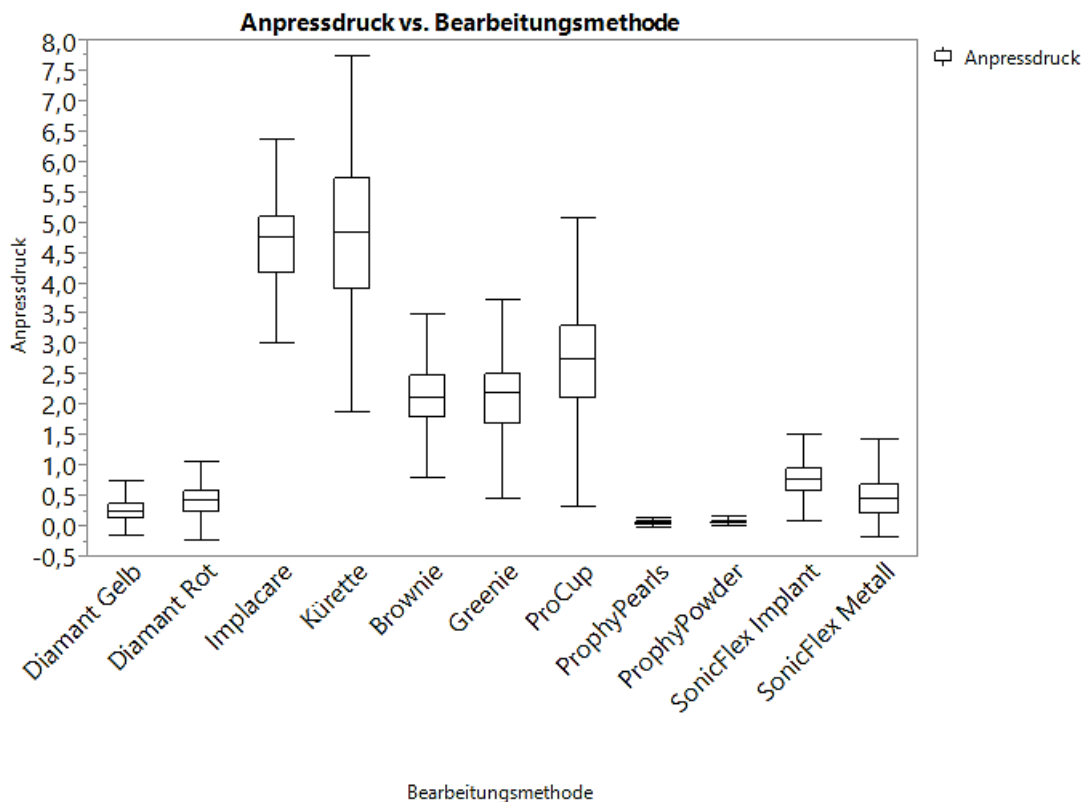


Abbildung 15: Anpressdrücke für die verschiedenen Arbeitsmethoden. x-Achse: Methoden, y-Achse: Druck (N).

Auch der Vergleich der im Rahmen der jeweiligen Bearbeitungsverfahren auf Titan- und Anatasprüfkörpern erzeugten Anpressdrücke miteinander ergab, mit Ausnahme von Implacare™ ($p=0,0658$) und Pro-Cup® ($p=0,1163$), signifikante Unterschiede ($p=0,0001$). Die einzelnen statistischen Kennwerte zeigt Tabelle 6.

Tabelle 6: Anpressdruck nach Bearbeitungsmodus und Material

		Anpressdruck (N)			
Bearbeitungsmethode	Material	Mittelwert	Std.-Abw.	Std.-Fehler	Spannweite
Diamant Gelb	Anatas	0,242	0,178	0,005	1,344
	Titan	0,276	0,169	0,005	0,906
Diamant Rot	Anatas	0,380	0,220	0,006	1,596
	Titan	0,449	0,253	0,005	1,852
Implacare™	Anatas	4,508	0,676	0,087	3,268
	Titan	4,687	0,871	0,112	4,330
Kürette	Anatas	4,489	0,810	0,105	3,438
	Titan	5,304	1,464	0,189	5,856
Brownie®	Anatas	2,251	0,621	0,012	3,610
	Titan	1,949	0,537	0,010	3,698

		Anpressdruck (N)			
Bearbeitungsmethode	Material	Mittelwert	Std.-Abw.	Std.-Fehler	Spannweite
Greenie®	Anatas	2,145	0,685	0,012	3,698
	Titan	1,901	0,789	0,014	3,680
Pro-Cup®	Anatas	2,738	0,690	0,012	4,574
	Titan	2,547	1,230	0,020	5,946
PROPHYpearls®	Anatas	0,049	0,022	0,000	0,104
	Titan	0,076	0,051	0,001	0,260
PROPHYflex® Pulver	Anatas	0,079	0,027	0,000	0,136
	Titan	0,050	0,028	0,001	0,230
SONICflex® Implant	Anatas	0,694	0,225	0,004	1,442
	Titan	0,854	0,305	0,006	1,510
SONICflex® Metall	Anatas	0,571	0,407	0,007	2,172
	Titan	0,385	0,280	0,006	1,732

3.2.2 Benetzungsmessung

3.2.2.1 Unbehandelte Prüfkörper

Die Kontaktwinkelmessung der unbehandelten Prüfkörper ergab die in Tabelle 7 gezeigten Werte. Zusätzlich wurden die Differenzen zwischen den einzelnen Merkmalspaaren berechnet. Es zeigte sich sowohl für die Titan- als auch die Anatasprüfkörper eine statistisch signifikante Veränderung der gemessenen Kontaktwinkel vor der Reinigung sowie nach Reinigung und zweiwöchiger Lagerung, wobei sie im Fall der Titanprüfkörper nach dem Reinigungsvorgang stiegen (Mittlere Differenz: $-13,61^\circ$. $p < 0,01$) und im Fall der Anatasproben sanken (Mittlere Differenz: $16,75^\circ$. $p < 0,01$). Die UV-Bestrahlung bewirkte bei den Anatasprüfkörpern einen starken Abfall der Kontaktwinkel (Mittlere Differenz: $46,33$. $p < 0,001$), während sich für die Titanprüfkörper kein signifikanter Unterschied ergab (Mittlere Differenz: $3,96$).

Tabelle 7: Kontaktwinkel (CA) von unbehandelten Anatasprüfkörpern in Grad (°) vor und nach Reinigung sowie UV-Bestrahlung.

Probentyp		N	Mittelwert	Std.-Abw.	Varianz	Median	Spannweite
Anatas	CA vor Reinigung	10	64,6	7,3	53,0	66,4	21,4
Titan	CA vor Reinigung	10	57,2	9,1	83,5	54,5	27,8

Probenart		N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite
Anatas	CA nach Reinigung vor UV	10	47,8	4,8	23,2	47,1	14,3
Titan	CA nach Reinigung vor UV	10	70,8	4,72	22,3	70,1	17,2
Anatas	CA nach Reinigung nach UV	10	1,5	2,4	5,8	0	5,0
Titan	CA nach Reinigung nach UV	10	67,1	5,5	30,1	67,1	18,7
Anatas	Differenz CA vor und nach Reinigung	10	16,8	5,9	35,2	16,9	18,2
Titan	Differenz CA vor und nach Reinigung	10	-13,6	8,6	73,6	-14,5	30,3
Anatas	Differenz CA vor und nach UV	10	46,3	4,5	20,6	45,6	14,6
Titan	Differenz CA vor und nach UV	10	3,7	7,1	52,0	1,9	24,0

3.2.2.2 Bearbeitete Prüfkörper

Tabelle 13 im Anhang zeigt die statistischen Kennwerte für die Ergebnisse der Kontaktwinkelmessungen zu den jeweiligen Messzeitpunkten. Die daraus berechneten Differenzen zur Untersuchung der bereits weiter oben (Tabelle 4) ausgeführten Fragestellungen sind in Tabelle 8 dargestellt.

Im Fall der Anatasprüfkörper zeigte sich, mit Ausnahme der starken Abnahme des Kontaktwinkels nach der Bearbeitung mit PROPHYflex® Pulver und leichter Kontaktwinkelzunahme bei den mit dem Greenie® bearbeiteten Proben, keine direkte signifikante Veränderung des Kontaktwinkels unmittelbar nach Bearbeitung (Tabelle 8, Differenz 2 zu 1). Die folgende UV-Aktivierung der noch nicht gereinigten Oberflächen führte jedoch bei den meisten Methoden zu einer starken, signifikanten Abnahme (mehr als 25°) der statischen Kontaktwinkel (Differenz 3 zu 2). Ausgenommen waren hier die beiden Diamanten, Brownie® und Greenie®. Die mit PROPHYflex® Pulver bestrahlten Proben zeigten bereits

vorher eine sehr gute Benetzbarkeit von etwa 7°, was im Hinblick auf die geringe Veränderung des Kontaktwinkels in diesem Fall beachtet werden muss. Der Vergleich der Benetzungswinkel auf den im nächsten Schritt gereinigten Proben mit den während der ersten Messung gewonnenen Werten (Differenz 4 zu 1) zeigt, mit Ausnahme von Brownie® und Greenie®, signifikant geringere Werte.

Tabelle 8: Mittlere Differenzen (Diff) der Kontaktwinkel (CA) zu verschiedenen Messzeitpunkten. 1 = CA vor Reinigung und Bearbeitung; 2 = CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung; 3 = CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung; 4 = CA nach nochmaliger Reinigung; 5 = CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung 2; 6 = CA nach zweiter UV-Bestrahlung. * = p < 0,05. ** = p < 0,01. *** = p < 0,001.

Bearbeitungsmodus	Mittlere Differenzen						
	Diff 2 zu 1	Diff 3 zu 2	Diff 4 zu 1	Diff 5 zu 4	Diff 6 zu 5	Diff 6 zu 4	Diff 6 zu 3
Material: Anatas							
Brownie®	8,1	-5,2	-16,0	10,4**	-11,6**	-1,2	-20,1**
Diamant Gelb	-8,7	-18,6	-59,3*	31,6**	-13,0	18,6	-13,4*
Diamant Rot	1,3	-5,7	-55,2*	25,4**	-15,4	10,0	-40,8*
Greenie®	5,2*	-3,4	-9,7	4,1	-23,6*	-19,5*	-31,1**
Kunststoffkürette	-16,2	-40,7**	-43,1*	29,1*	-45,2***	-16,1	-2,3
Metallkürette	-2,8	-34,9**	-37,2*	43,8**	-43,8*	0	0,5
Pro-Cup®	11,6	-42,1**	-24,9*	16,0**	-31,3**	-15,3*	-9,7*
PROPHYpearls®	-2,9	-28,4**	-26,7*	17,6	-32,7	-15,1*	-10,5*
PROPHYflex® Pulver	-45,8 **	0,3	-34,8***	10,9	-28,9**	-18,0**	-7,3
SONICflex® Implant	-0,5	-34,5**	-30,7*	49,0*	-58,3*	-9,3*	-5,0
SONICflex® Metall	2,5	-52,1**	-35,5**	22,8*	-35,4**	-12,7	1,4
Material: Titan							
Brownie®	-1,7	-3,1	-32,7*	46,2**	-18,7***	27,5*	-0,4
Diamant Gelb	28,0 **	-8,5 *	-29,0*	63,4***	-16,2	47,2*	-1,3
Diamant Rot	2,7	2,1	-25,4	43,3	-13,5	29,8	-0,4
Greenie®	9,3	3,9	3,0	19,0*	-8,9	10,2**	0
Kunststoffkürette	12,2	-12,6	-14,7	21,2**	-13,9*	7,3	-7,0
Metallkürette	18,4**	-13,8*	-21,7*	34,9*	-23,2	11,7*	-14,6*
Pro-Cup®	-14,5	2,8	-26,7	44,4*	-13,1*	31,3*	16,3
PROPHYpearls®	-3,4	-11,1	-29,7*	39,9***	-15,2**	24,7	9,5
PROPHYflex® Pulver	-32,2	2,7	-22,1	34,7*	-14,7**	20,0**	27,4*
SONICflex® Implant	24,6	-15,1*	-30,2	48,2***	-22,7**	25,5**	-14,2*
SONICflex® Metall	7,1	-9,1	-17,7	41,2*	-21,4**	19,7	4,0

Betrachtet man nun die Veränderung der Kontaktwinkel während der auf den Reinigungsvorgang folgenden zweiwöchigen Liegezeit (Differenz 5 zu 4) fällt auf, dass die Kontaktwinkel durchgehend zunahmen, für die meisten

Bearbeitungsmethoden sogar signifikant; die Werte für die mit Greenie® bearbeiteten Anatasprüfkörper waren mit 72,3° bereits zuvor recht hoch. Die nach Ende der Liegezeit durchgeführte UV-Aktivierung bewirkte zwar bei allen Prüfkörpern eine Abnahme der Kontaktwinkel, jedoch zeigten die Werte im Fall der beiden diamantierten Schleifkörper und der PROPHYpearls® keine signifikanten Unterschiede.

Weiterhin ergab auch der Vergleich zwischen zum zweiten Mal gereinigter und zum zweiten Mal aktivierter Oberfläche (Differenz 6 zu 4) größtenteils geringere Kontaktwinkel; nur für die beiden diamantierten Schleifkörper nahmen sie zu.

Schließlich zeigte der Vergleich der bearbeiteten Oberflächen nach der ersten UV-Belichtung mit den nochmals gereinigten und aktivierten Oberflächen (Differenz 6 zu 3, siehe dazu aber auch Abbildung 16) besonders bei den rotierenden Verfahren, also Brownie®, Greenie®, rot und gelb diamantierten Schleifkörpern sowie Pro-Cup® und den PROPHYpearls® signifikant geringere Kontaktwinkel.

Die Ergebnisse des einseitigen t-Tests gegen den Mittelwert der unbehandelten Prüfkörper von 1,5° (Tabelle 9) zeigen für Greenie®, Brownie®, Diamant gelb, Kunststoffkürette und SONICflex® mit Metallansatz signifikant größere Messwerte; beim Test gegen einen noch im superhydrophil definierten Bereich liegenden hypothetischen Testwert von 5° gilt dies für den gelben Diamanten und das SONICflex® mit Metallspitze nicht mehr.

Tabelle 9: t-Test der Kontaktwinkel bearbeiteter Anatasprüfkörper nach zweiter UV-Aktivierung gegen den Mittelwert unbearbeiteter Prüfkörper sowie 5°. + = Größerer Wert; "=" = kein Unterschied. * = p < 0,05. ** = p < 0,01. * = p < 0,001.**

Material	Bearbeitungsmodus	t-Test 1,5°	t-Test 5°
Anatas	Brownie®	+***	+***
	Diamant Gelb	+*	=
	Diamant Rot	=	=
	Greenie®	+**	+**
	Kunststoffkürette	+**	+**
	Metallkürette	=	=
	Pro-Cup®	=	=
	PROPHYpearls®	=	=
	PROPHYflex® Pulver	/	/
	SONICflex® Implant	=	=
	SONICflex® Metall	+**	=

Im Fall der Titanprüfkörper ergab sich zwischen den vor und nach Bearbeitung gemessenen Kontaktwinkeln (Differenz 2 zu 1) ein uneinheitliches Bild: Einige Werte nahmen zu, im Fall der Metallkürette und des gelben Diamanten auch signifikant, andere veränderten sich wie beim Brownie® nur um wenige Grad oder nahmen wie beispielsweise beim PROPHYflex® Pulver ab. Die nach der folgenden UV-Aktivierung gemessenen Kontaktwinkel zeigten für einige Bearbeitungsmethoden abnehmende Werte, bei anderen geringe Zunahmen (siehe dazu auch Abbildung 16).

Der Vergleich des nächsten Messzeitpunkts nach nochmaliger Reinigung mit den Werten der ungereinigten Prüfkörperoberflächen vor Bearbeitung (Differenz 4 zu 1) zeigt, mit Ausnahme des Greenie®, geringere Kontaktwinkel, wobei die Differenzen zum Teil signifikant waren.

Die auf die Reinigung folgende zweiwöchige Liegezeit führte auch bei den Titanprüfkörpern zu einem erneuten Zunehmen der Kontaktwinkel (Differenz 5 zu 4), wobei die geringste Zunahme mit 19,0° für die mit Greenie®, die mit 63,4° höchste für die mit dem gelben Diamanten bearbeiteten Prüfkörper verzeichnet werden konnte.

Die abschließende UV-Aktivierung wiederum verursachte eine Abnahme der Kontaktwinkel, wobei hier festgestellt werden muss, dass die gegen Ende erzielten Kontaktwinkel sich wesentlich von den mit den Anatasprüfkörpern erreichten unterschieden, wie der direkte Vergleich in Abbildung 16 deutlich zeigt.

Vergleicht man die Werte nach der zweiten UV-Aktivierung mit denen direkt nach der Reinigung der Prüfkörper (Differenz 6 zu 4) fällt auf, dass die Kontaktwinkel nach UV-Aktivierung teilweise beträchtlich höher ausfallen als nach der Reinigung. Der Vergleich zwischen den jeweils nach den UV-Bestrahlungen gemessenen Werten (Differenz 6 zu 3) zeigt nur im Fall von Metallkürette, SONICflex® Implant und PROPHYflex® Pulver signifikante Unterschiede.

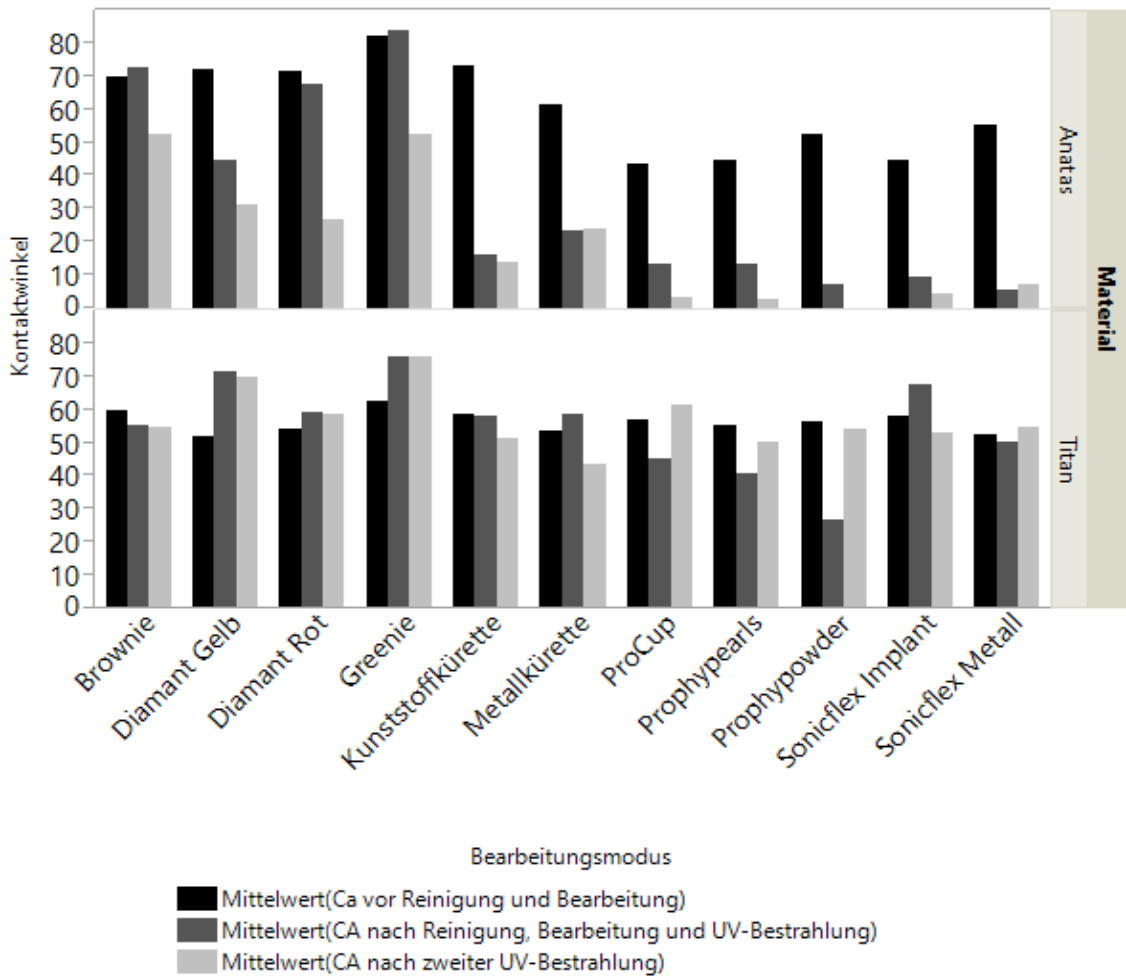


Abbildung 16: Kontaktwinkel (CA) in Grad (°) vor Bearbeitung, nach erster UV-Bestrahlung und zweiter UV-Bestrahlung, aufgeschlüsselt nach Bearbeitungsmethode und Prüfkörpermaterial.

Betrachtet man schließlich jeweils die nach der zweiten UV-Aktivierung erhaltenen Messwerte und vergleicht diese mit den Messwerten für unbearbeitete Titanprüfkörper (Tabelle 10), zeigen sich signifikant geringere Werte für die Bearbeitung mit Brownie®, den beiden Küretten, den Pulverstrahlverfahren sowie den Ultraschallschulspitzen; die restlichen rotierenden Verfahren zeigten keine signifikanten Unterschiede zu den Vergleichswerten.

Tabelle 10: t-Test der Kontaktwinkel bearbeiteter Titanprüfkörper nach zweiter UV-Aktivierung gegen den Mittelwert unbearbeiteter Prüfkörper. - = geringerer Wert; "=" = kein Unterschied. * = $p < 0,05$. ** = $p < 0,01$. *** = $p < 0,001$.

Material	Bearbeitungsmodus	t-Test
Titan	Brownie®	_*
	Diamant Gelb	=
	Diamant Rot	=
	Greenie®	=
	Kunststoffkürette	_*
	Metallkürette	_**
	Pro-Cup®	=
	PROPHYpearls®	_**
	PROPHYflex® Pulver	_*
	SONICflex® Implant	_*
	SONICflex® Metall	_*

3.2.3 Rauheitsmessung

3.2.3.1 Messfeldgröße

Der nach Anatas und Titan getrennte Vergleich der Werte für die einzelnen Rauheitsparameter zwischen dem gesamten und dem zentral im bearbeiteten Bereich liegenden 3 x 3 mm²-Messfeld zeigte im Fall der Titanprüfkörper vor allem bei Rmr und R_{Pc} signifikante Unterschiede für die einzelnen Bearbeitungsmethoden. Im Fall der Bearbeitung mit dem roten Diamanten und SONICflex® mit Metallspitze zeigten sich auch bei Ra (sowie fast allen anderen Parametern) signifikante Unterschiede, wobei die Werte im Fall der kleineren Messfläche deutlichere Abweichungen von denen der unbearbeiteten Prüfkörper zeigten.

Auch bei den Anatasprüfkörpern zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messfeldgrößen, wobei hier neben dem roten Diamanten und dem SONICflex® mit Metallspitze auch die mit Metallkürette, gelbem Diamant sowie Brownie® und Greenie® bearbeiteten Oberflächen signifikante Unterschiede sowohl bei Ra als auch den meisten anderen Parametern aufwiesen.

3.2.3.2 Referenzwerte

Die unbearbeiteten Referenzprüfkörper zeigten Ra-Werte von 0,17 μm im Fall von Anatas und 0,18 μm bei den Titanproben (Abbildung 17). Ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Messwerten ließ sich nicht feststellen, ebenso für Rdq, Rq, RSm und Rv. Allerdings fallen im Vergleich die Werte für Rmr, Rp und Rz bei Anatas signifikant höher aus, während Rdc signifikant niedrigere Werte als bei Titan annimmt. Signifikante Unterschiede ergaben sich ebenso für S10z und S5p, wobei die Anatasoberflächen hier höhere Werte aufwiesen.

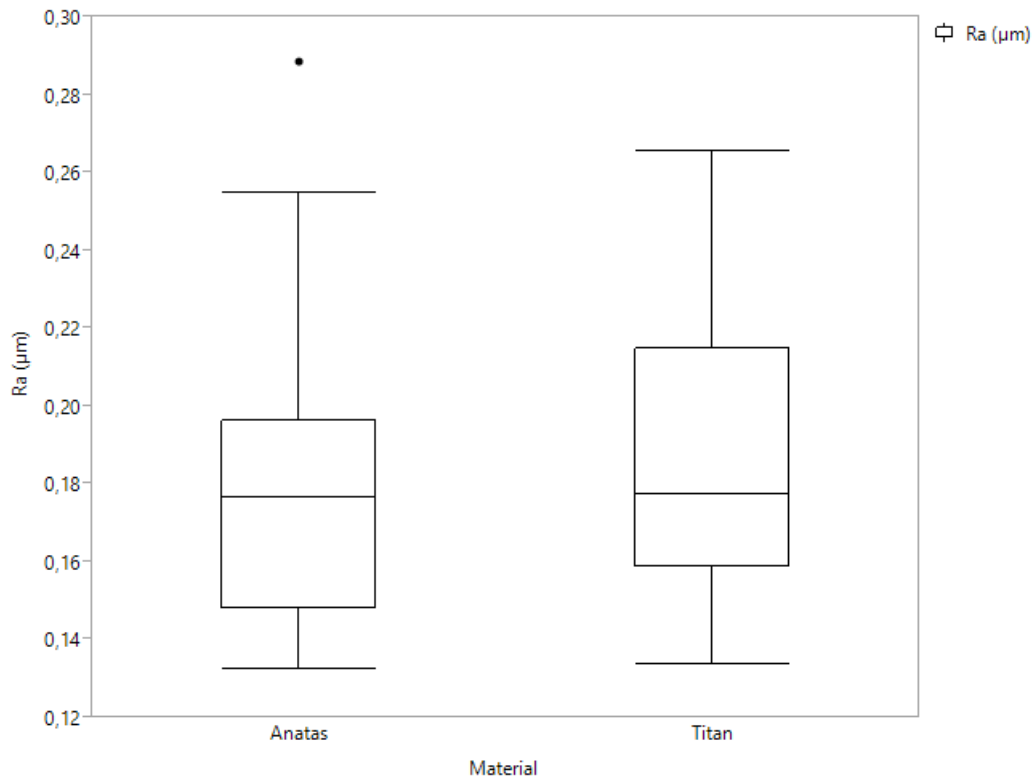


Abbildung 17: Ra-Werte (μm) bei unbearbeiteten Anatas- und Titanprüfkörpern.

3.2.3.3 Diamantierte Schleifkörper

Die Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern verursachte bei beiden Prüfkörpertypen eine signifikante Erhöhung der Rauheit, wie in Abbildung 18 beispielhaft für Ra gezeigt. Auf den jeweiligen Oberflächen konnte eine Erhöhung der Spitzen sowie eine Vertiefung der Täler festgestellt werden. Es fällt auf, dass für die Bearbeitung mit dem roten Diamanten nur bei Rsm, Rdq,

Rmr und R_{Pc} signifikante Unterschiede zwischen Titan und Anatas bestanden und die anderen Parameter wie Ra sehr ähnliche Werte aufwiesen, während sich für die mit gelbem Diamanten bearbeiteten Oberflächen für jeden der 2D-Parameter signifikante Unterschiede ergaben. Hierbei erfuhren die Anatasoberflächen die größeren Veränderungen im Sinne höherer Differenzen zur unbehandelten Referenzfläche. Es fanden sich weiterhin erhöhte Werte für R_{dq} und im Vergleich zur Referenzfläche deutlich erhöhte Werte für V_{vc}, S_{dq}, und im Fall des gelben Diamanten zusätzlich S_{dr}. Schließlich führen beide Bearbeitungsmethoden zu einer deutlich verringerten Spitzendichte S_{pd}.

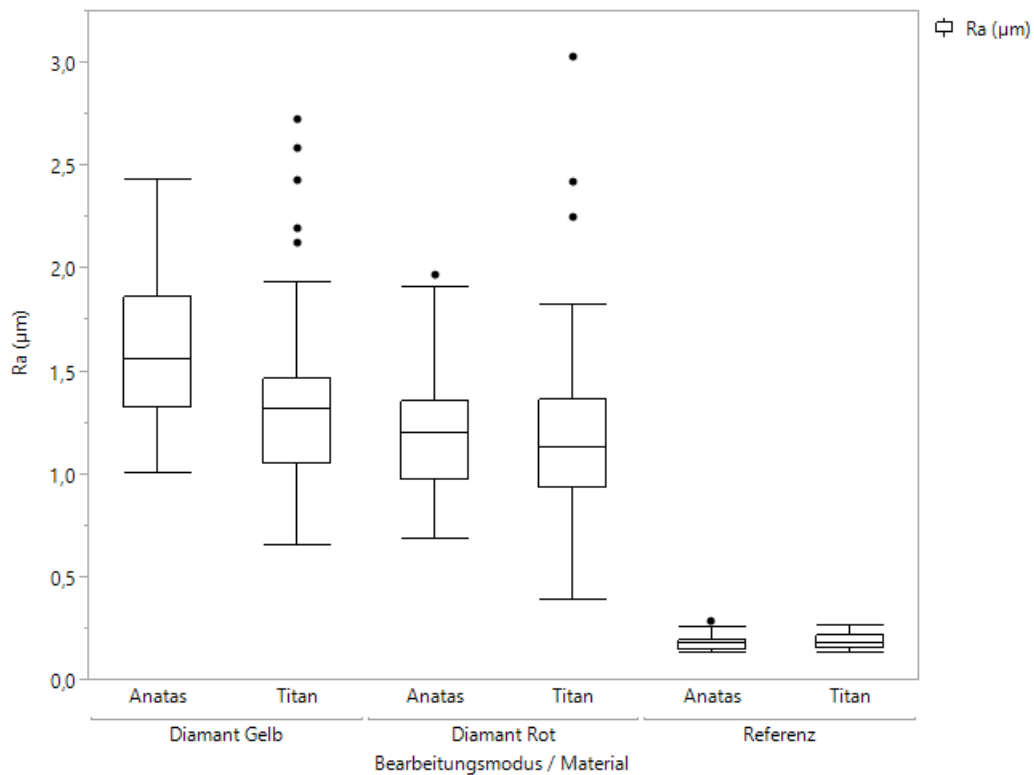


Abbildung 18: Ra (µm) für Diamant Rot, Diamant Gelb und unbehandelte Referenzoberflächen.

Die deutliche Abweichung des Oberflächenprofils im bearbeiteten Bereich zwischen 0,7 und 6 mm Profillänge vom Rest des jeweiligen Prüfkörpers ist exemplarisch in Abbildung 19 anhand eines Einzelprofils dargestellt.

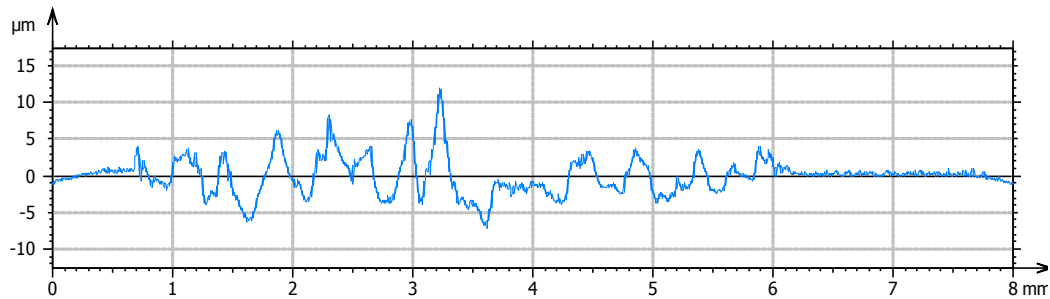


Abbildung 19: Einzelprofil, auf mit gelbem Diamanten bearbeiteter Anatasoberfläche gemessen.

3.2.3.4 Polierer

Die Bearbeitung der Prüfkörper mit Polierern zeigte, im Gegensatz zu den Titanproben, deutlich stärkere Veränderungen der Rauheitsparameter für die Anatasprüfkörper. Hier führten alle drei Bearbeitungsmodi zu einer Glättung der Oberfläche, erkennbar an im Vergleich zur Referenzoberfläche signifikant niedrigeren Ra- (Abbildung 20) und Rq-Werten, sowie niedrigerem Rv, wobei hier zwischen Brownie[®] und Greenie[®] kaum Unterschiede bestanden. Weiterhin fanden sich signifikant niedrigere Werte für Rz und Rp. Auch die Werte für Rdq fielen für alle Methoden signifikant geringer aus als die der Referenz. Ebenso zeigten die verschiedenen Volumenparameter deutlich geringere Werte für die mit Brownie[®] und Greenie[®] bearbeiteten Prüfkörper, wobei auch hier die Anatasprüfkörper größtenteils signifikant niedrigere Werte aufwiesen als die Proben aus Reintitan; für die Bearbeitung mit dem Pro-Cup[®] zeigten sich zwischen beiden Prüfkörpertypen mit Ausnahme von Sa keine signifikanten Unterschiede. Auch die Unterschiede zu den jeweiligen Referenzprüfkörpern waren hier weniger deutlich als bei den korrespondierenden zweidimensionalen Parametern.

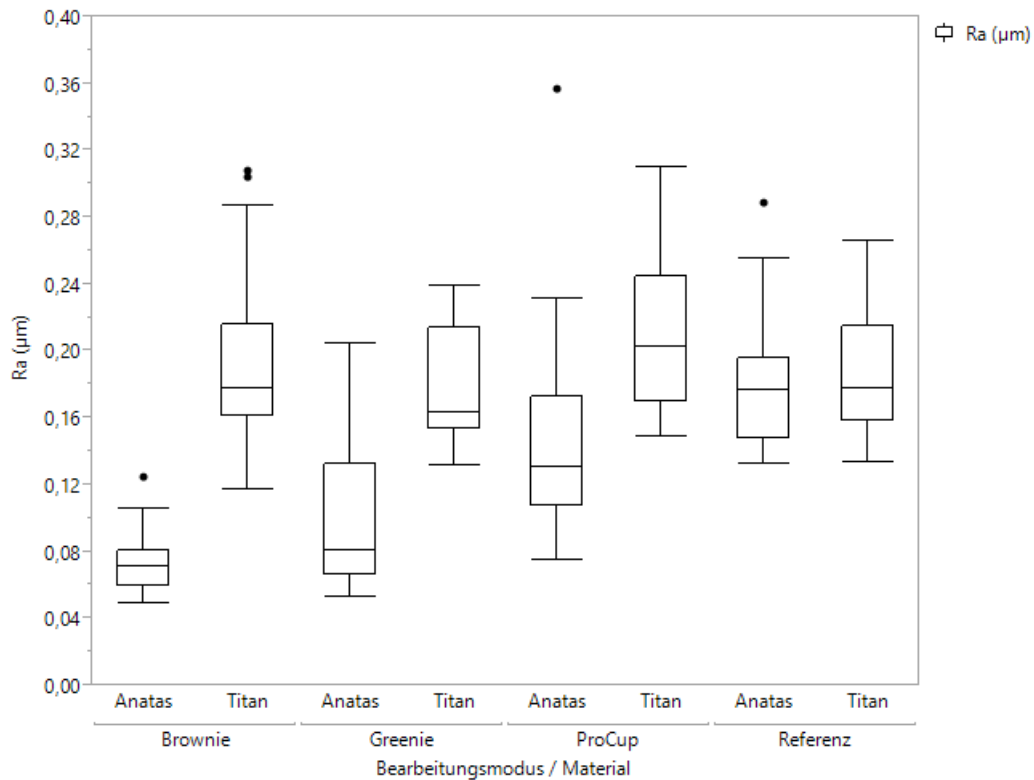


Abbildung 20: Ra-Werte (µm) für Brownie®, Greenie®, Pro-Cup® und Referenzprüfkörper, aufgeschlüsselt nach Material.

Der Verlust an Rautiefe und besonders die Abnahme von Rp, Rv und Rz zeigt sich auch bei Betrachtung von Einzelmessstrecken. In Abbildung 21 sind zur Verdeutlichung vergleichend Einzelprofile einer Referenzoberfläche und einer mit Brownie® bearbeiteten Anatasprobe dargestellt – die Kurve der mit Brownie® bearbeiteten Oberfläche verläuft deutlich ruhiger mit weniger starken Abweichungen von der Referenzebene.

Dem gegenüber ergab sich bei der Bearbeitung von Reintitanprüfkörpern ein uneinheitlicheres Bild: Während die Politur mit dem Brownie® zu signifikanten Verringerungen der Spitzenhöhen und Taltiefen führte, zeigte die Politur mit Greenie® sowie Kelch und Polierpaste kaum Auswirkungen auf diese Parameter. Beim Vergleich der Ra-Werte zeigt sich weiterhin, dass es im Fall des Pro-Cup® zu einer signifikanten Zunahme der Werte kam, während Brownie® und Greenie® keine signifikanten Unterschiede zur Referenz zeigen. Rdq zeigt nur für den Brownie® eine signifikante Abnahme.

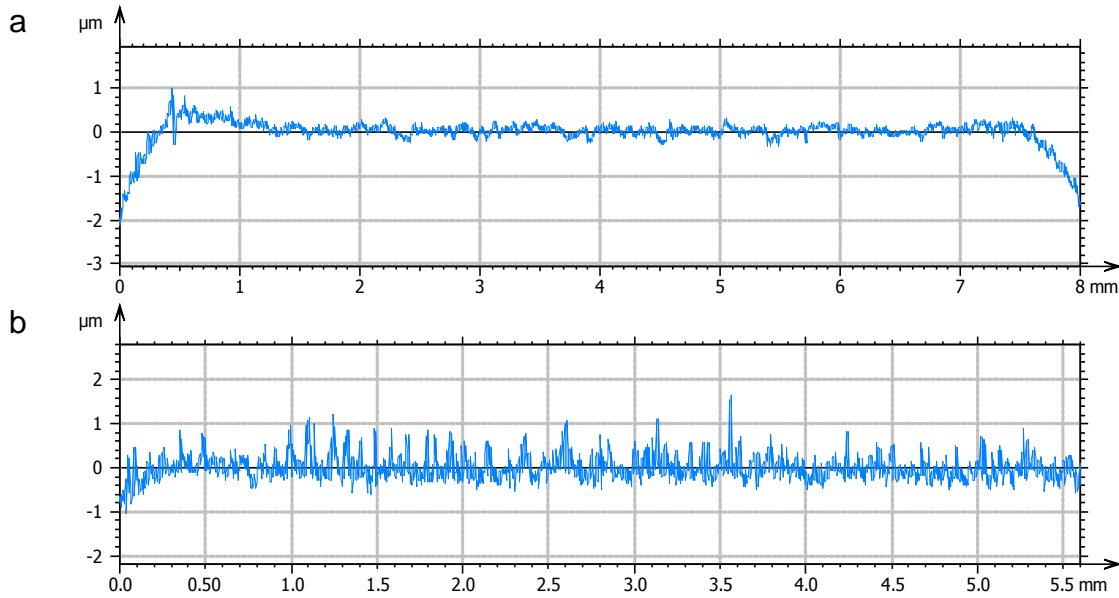


Abbildung 21: Rauheitsprofile. a: Anatasprüfkörper, mit Brownie® bearbeitet. b: Anatasprüfkörper, unbearbeitet.

3.2.3.5 Handinstrumente

Die Bearbeitung mit einem Metall- und Kunststoffscaler führte bei beiden Prüfkörperoberflächen zu unterschiedlichen Rauheitsveränderungen. Ra (Abbildung 22), Rq, Rv, Rp und Rz wiesen im Fall der Anatasprüfkörper bei beiden Methoden im Vergleich zur Referenz signifikant erhöhte Werte auf, wobei die Wertdifferenzen beim Implacare™ erheblich geringer ausfielen als für das Metallinstrument. Auch bei Rmr und Rdc zeigten sich signifikante Unterschiede sowohl bei Implacare™ als auch bei den Metallküretten. Dabei unterschied sich auch hier das Ausmaß der Abweichung deutlich. Signifikante Differenzen ergaben sich auch für Rdq, wobei hier bei Implacare™ geringere Werte als bei der Referenz gemessen wurden. Ähnliche Befunde ergaben sich für die Volumenparameter, bei deren Betrachtung die Küretten auf der Anatasoberfläche allerdings zu einer deutlicheren Zunahme der verschiedenen Rauheitsparameter als auf der Titanoberfläche führten. Durch die Bearbeitung mit dem Implacare™ nahm bei den Anatasprüfkörpern einzig die Spitzendichte signifikant ab, während sich bei den Titanproben ausschließlich S5p und S10z signifikant von der Referenz unterschieden.

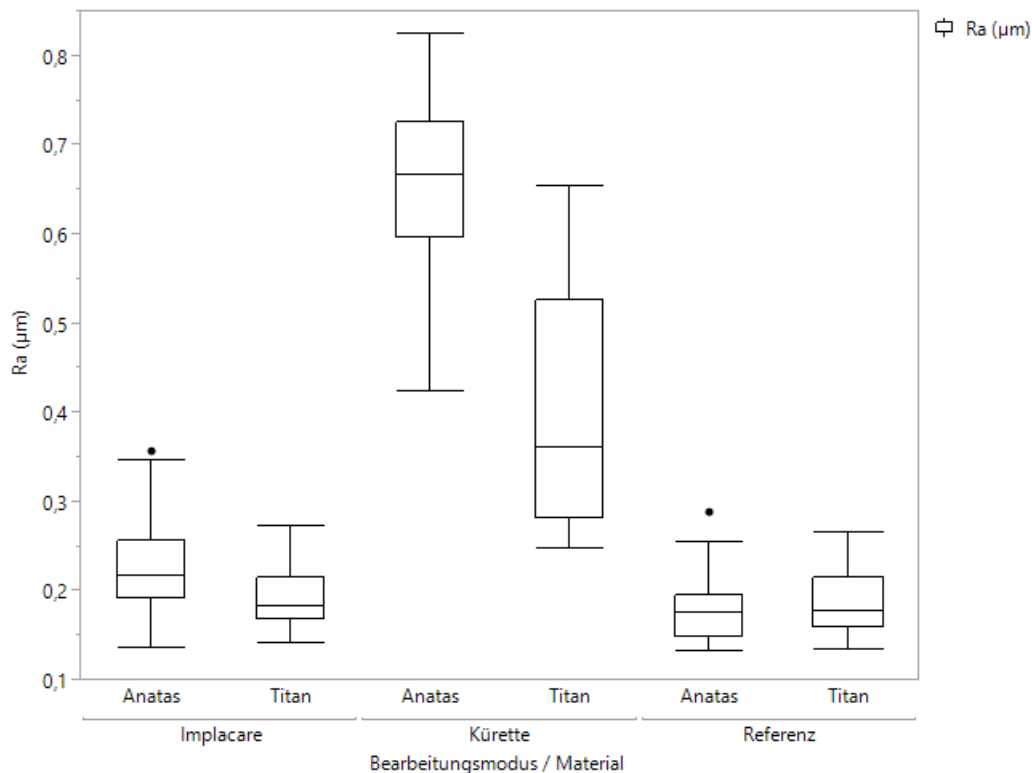


Abbildung 22: Ra-Werte (µm) für Implacare™ und Kürette, nach Material.

Die in Abbildung 23 dargestellten Profile verdeutlichen den Unterschied zwischen den Bearbeitungsmethoden: Die durch die Arbeitszüge mit dem Metallinstrument entstandenen Furchen auf der Oberfläche sind deutlich zu erkennen (a), während die mit Implacare™ bearbeitete Anataschicht der Referenzkurve (Abbildung 21 b) stark ähnelt.

Im Fall der Titanprüfkörper zeigten sich für Ra und Rdq keine, für Rq und RSm nur schwach signifikante Unterschiede ($p < 0,1$) zwischen der Referenz und der mit Implacare™ bearbeiteten Oberfläche; die Unterschiede bei den übrigen Parametern waren signifikant. Die Bearbeitung mit Metallsclaler erzeugte durchgehend signifikante Unterschiede zwischen der bearbeiteten und unbearbeiteten Oberfläche, wobei die Unterschiede auch hier wesentlich stärker ausfielen als im Fall des Implacare™ und zusätzlich nicht so ausgeprägt waren, wie es bei den Anatasprüfkörpern der Fall war.

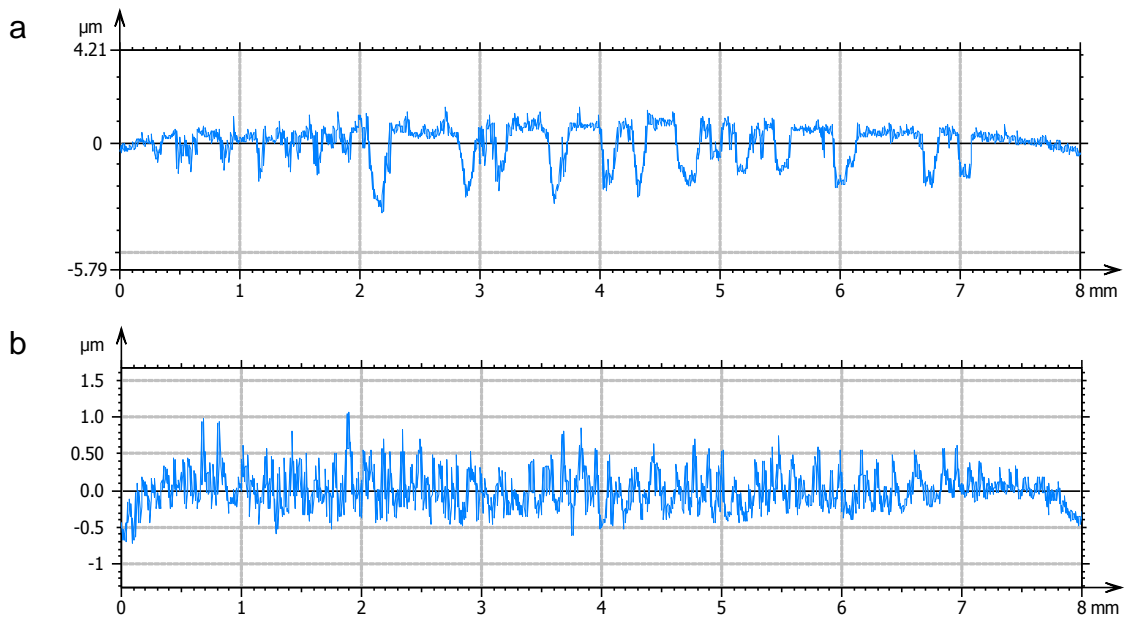


Abbildung 23: Einzelprofilkurven. a: Mit Metallkürette bearbeiteter Anatasprüfkörper. b: Mit Implacare™ bearbeiteter Anatasprüfkörper.

3.2.3.6 Schallscaler

Die Bearbeitung der Anatasprüfkörper mittels Schallscaler mit Metallspitze führte bei allen gemessenen Parametern zu statistisch signifikanten Unterschieden. Während R_a (Abbildung 24), R_q , R_v , R_z , R_p und R_{Sm} zunahmen, reduzierte sich der Wert von R_{dq} und R_{mr} ; für R_{dc} bestand kein signifikanter Unterschied. Für die Bearbeitung mit SONICflex® Implant ergaben sich nur bei R_{dc} , R_{pc} und R_v signifikante Unterschiede zur Referenz, wobei die Werte in allen drei Fällen zunahmen. Bei den Volumenparametern kam es durch die Metallspitze nur bei S_{5v} und S_{dr} zu einer signifikanten Veränderung der Werte, während die Kunststoffspitze zu keinen signifikanten Unterschieden zur Referenzprobe führte.

Für die Titanprüfkörper ergab sich dabei ein ähnliches Bild: Die mit Metallspitze bearbeiteten Oberflächen wiesen, mit Ausnahme von R_{dq} , S_{dq} und S_{dr} , bei jedem Rauheitsparameter signifikante Unterschiede zur Referenz auf, wobei für die meisten Parameter höhere Werte gemessen wurde; Ausnahme war R_{mr} , der entsprechend dem Materialverlust durch Bearbeitung kleiner wurde. Im Fall der Bearbeitung mit SONICflex® Implant nahmen R_{mr} und R_{dq} signifikant ab,

daneben ergaben sich, auch bei den Volumenparametern, keine weiteren Unterschiede zur Referenzoberfläche.

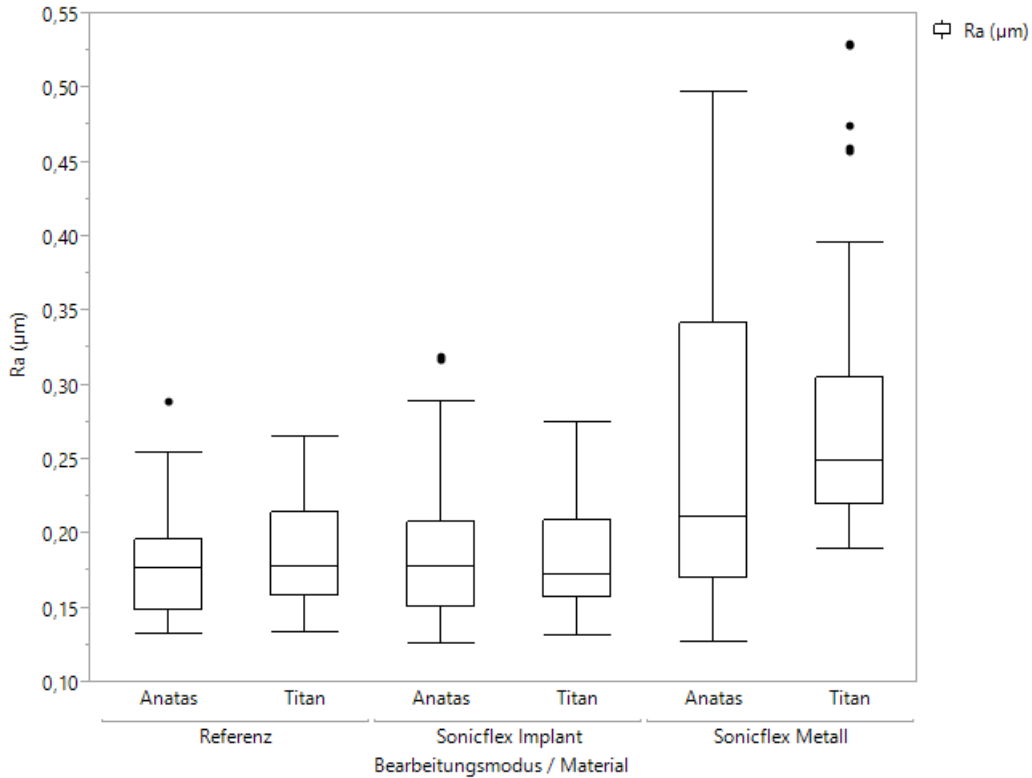


Abbildung 24: Ra-Werte (μm) für SONICflex[®] Implant und SONICflex[®] mit Metallspitze, nach Material.

3.2.3.7 Pulverstrahlverfahren

Bei den mit PROPHYflex[®] Pulver bearbeiteten Anatasprüfkörpern fand sich ein im Vergleich zur Referenz signifikant erniedrigter Messwert für Rdq, während die Werte für RSm erhöht waren. Alle anderen Parameter unterschieden sich nicht signifikant von denen der unbearbeiteten Oberfläche.

Die Anwendung von PROPHYpearls[®] führte zu signifikant niedrigeren Werten für Ra, Rq, Rdq, Rp und RSm. Keine Unterschiede ergaben sich bei Rmr, RPc, Rv und Rz.

Die mit PROPHYflex[®] Pulver bearbeiteten Titanprüfkörper wiesen signifikant erniedrigte Werte für Rdq und Rmr auf, während Rp, RPc und RSm signifikant erhöht waren. Für die weiteren Parameter fanden sich keine signifikanten

Unterschiede. Die Anwendung von PROPHYpearls® führte hier, ähnlich wie bei den Anatasprüfkörpern, zu signifikant niedrigeren Werten für Ra, Rq, Rdq, Rp und RSm. Zusätzlich fielen hier auch Rdc und Rz signifikant niedriger aus.

Die Betrachtung der Volumenparameter zeigte für beide Pulverstrahlverfahren keine signifikanten Unterschiede zur Referenz; auch innerhalb der Methoden konnten keine Unterschiede zwischen den Oberflächen nachgewiesen werden.

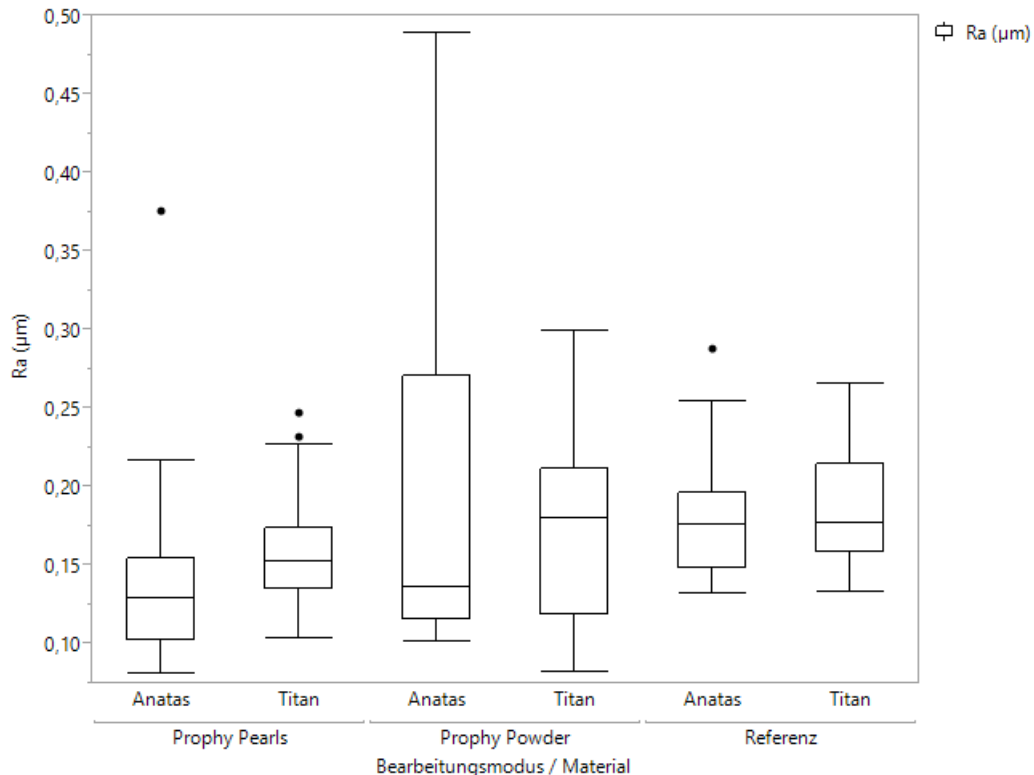


Abbildung 25: Ra-Werte (µm) für Prophy Pearls und Prophy Powder, nach Material.

3.2.4 Visiometer

Im Rahmen der Messungen mit TRACEiT® zeigte sich, dass die Reflexion der Metalloberfläche bei den meisten Bearbeitungsmethoden keine artefaktfreie dreidimensionale Rekonstruktion erlaubte; es wurden daher im Rahmen der Arbeit nur die mit dem Gerät aufgenommenen Bilder verwendet und die durch die verschiedenen Verfahren erzeugten Veränderungen der Oberflächen qualitativ beurteilt.

3.2.4.1 Referenzproben

Beide Referenzproben unterschieden sich hinsichtlich ihrer Textur nur wenig voneinander. Beide Oberflächen zeigen eine Anisotropie, also eine leichte Riefung in eine Richtung, wobei die Feinheit der Riefen bei der Anatasoberfläche ausgeprägter zu sein scheint (Abbildung 26 und Abbildung 27). Zusätzlich ist hier der Abstand der einzelnen Riefen zueinander wesentlich geringer. Es fällt weiterhin auf, dass beide Oberflächen eine leichte Körnung aufweisen, wobei diese bei der Reintitanprobe ausgeprägter ist.

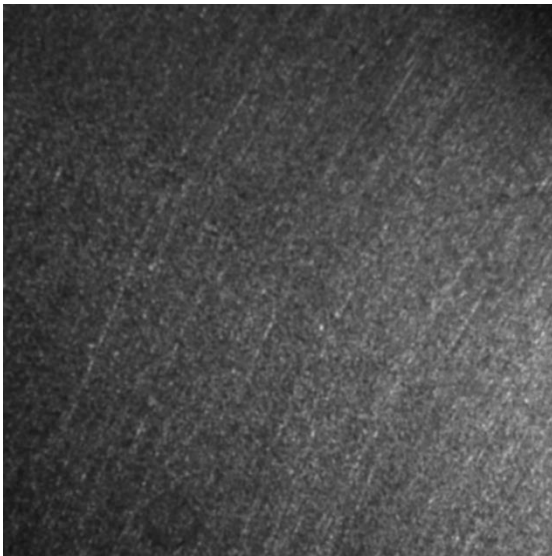


Abbildung 26: Referenzprobe aus Titan. Aufnahme mit TRACEIT®.

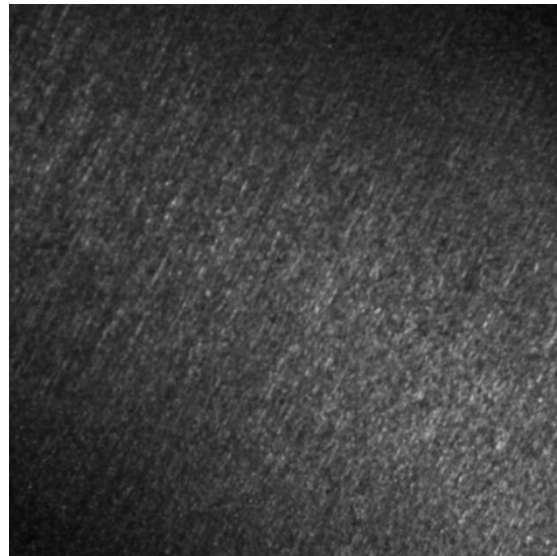


Abbildung 27: Referenzprobe mit Anataschicht. Aufnahme mit TRACEIT®.

3.2.4.2 Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern

Die vom roten und gelben Diamanten an den Prüfkörperoberflächen verursachten Defekte waren voneinander makroskopisch nicht zu unterscheiden. Es ergab sich für beide Schleifkörper sowohl bei den anatasbeschichteten Proben (Abbildung 29 und Abbildung 31) als auch bei den Prüfkörpern aus Reintitan (Abbildung 28 sowie Abbildung 30) ein deutlicher Verschleiß der Oberfläche. Die Spuren des runden Diamanten lassen sich, ebenso wie das durch die Rotation bedingte Schleifmuster, deutlich erkennen. Das freigelegte Titan wirkt, im Gegensatz zu den nicht bearbeiteten Anteilen der Oberfläche, stark glänzend. Die Grenze zwischen bearbeitetem Areal und

regulärer Prüfkörperoberfläche ist scharf, teilweise sind innerhalb des bearbeiteten Bereichs noch Inseln intakter Oberfläche vorhanden. Deutlich erkennbar wiederum sind auch an diesen Proben die Körnung der Reintitanoberfläche sowie die Riefen an der Oberfläche der Anatasprüfkörper.

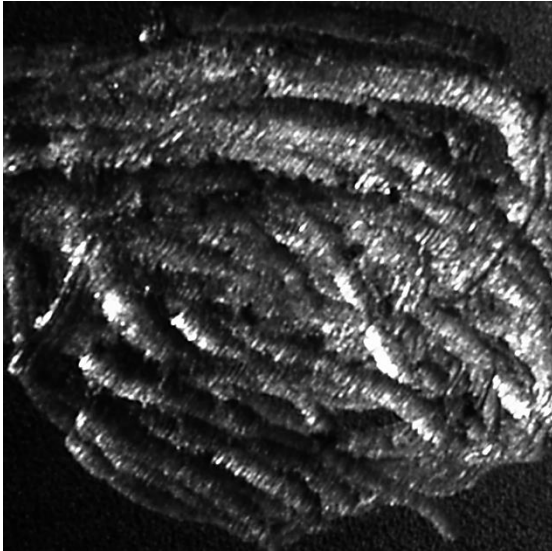


Abbildung 28: Titanprobe, mit rotem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

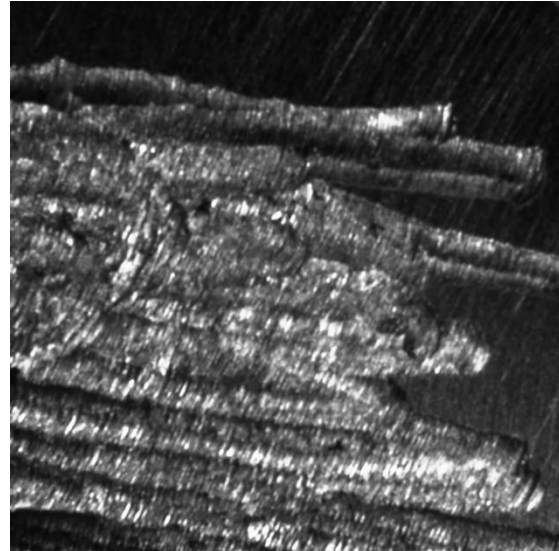


Abbildung 29: Anatasprobe, mit rotem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

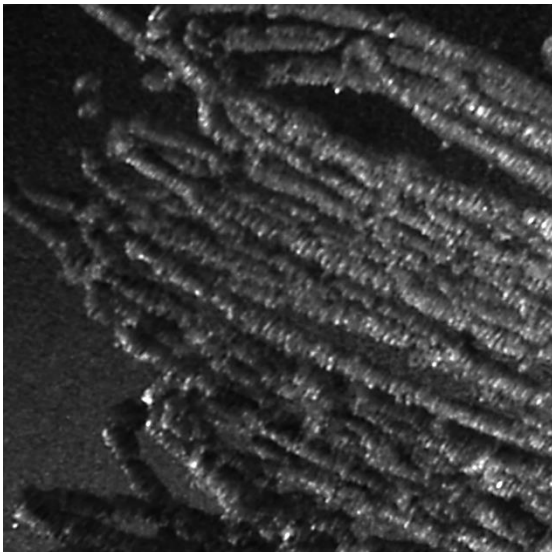


Abbildung 30: Titanprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

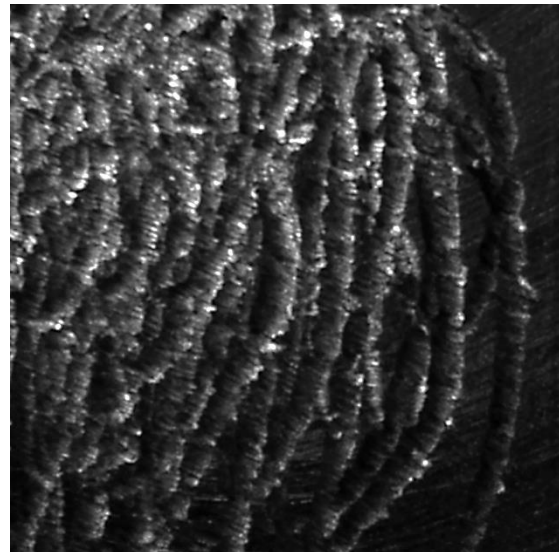


Abbildung 31: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

3.2.4.3 Brownie®, Greenie® und Pro-Cup®

Die mit dem Brownie® bearbeiteten Bereiche imponieren sowohl auf den Titan- als auch den Anatasproben (Abbildung 32 und Abbildung 33) im Vergleich zur restlichen Oberfläche deutlich heller. Es fällt auf, dass sich innerhalb der

bearbeiteten Bereiche die Richtung der Riefen verändert hat. Dies ist besonders auf den Anatasprüfkörpern gut zu erkennen. Im Fall der Reintitanproben erscheint die Oberfläche im bearbeiteten Bereich deutlich weniger gekörnt.

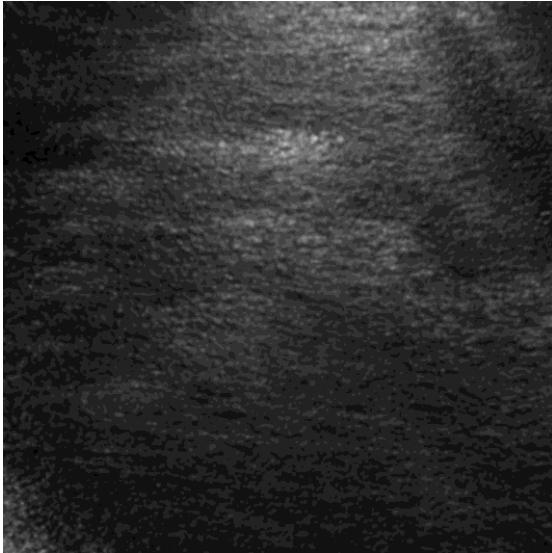
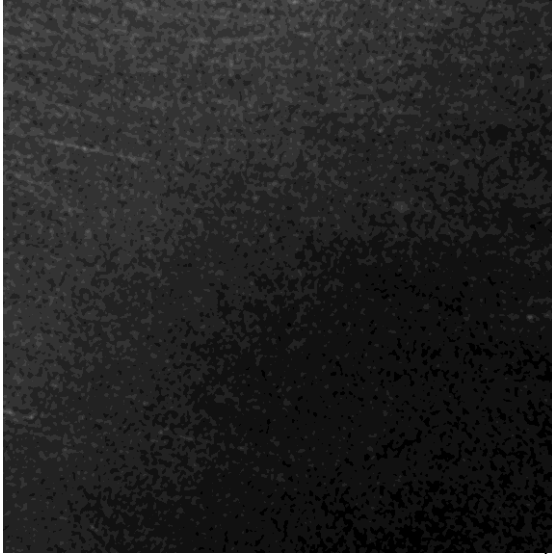


Abbildung 32: Titanprobe, mit Brownie[®] bearbeitet. Aufnahme mit TRACEIT[®].

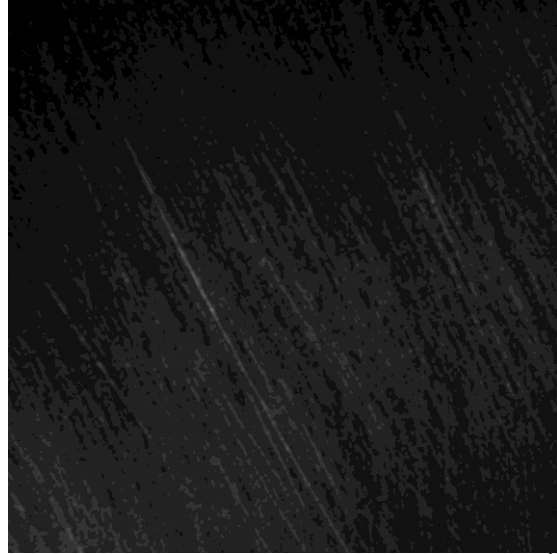


Abbildung 33: Anatasprobe, mit Brownie[®] bearbeitet. Aufnahme mit TRACEIT[®].

Im Gegensatz dazu erscheinen die mit dem Greenie[®] polierten Oberflächen weniger stark verändert. Die Titanproben sind zwar im bearbeiteten Bereich weniger stark gekörnt (Abbildung 34), eine deutliche Glanzzunahme wie bei der Bearbeitung mit dem abrasiveren Brownie[®] ist aber nicht sichtbar. Auch auf den Anatasflächen ist das Ausmaß des durch den Greenie[®] verursachten Verschleißes weniger ersichtlich als bei den korrespondierenden mit Brownie[®] bearbeiteten Oberflächen (Abbildung 35). Auch hier finden sich schräg verlaufende Riefen, diese imponieren jedoch wesentlich weniger deutlich.

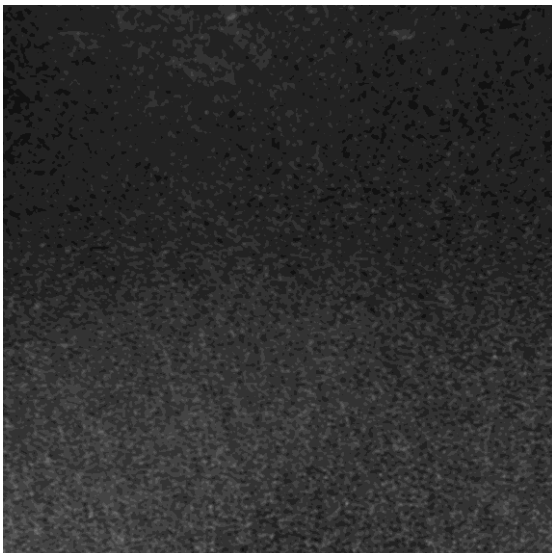


**Abbildung 34: Titanprobe, mit Greenie®
bearbeitet.** Aufnahme mit TRACEIT®.



**Abbildung 35: Anatasprobe, mit Greenie®
bearbeitet.** Aufnahme mit TRACEIT®.

Die mit dem Pro-Cup® und Polierpaste polierten Prüfkörper zeigen im Vergleich dazu keine sichtbaren Bearbeitungsspuren (Abbildung 36 und Abbildung 37). Der bearbeitete Bereich lässt sich nicht von der unbearbeiteten Oberfläche abgrenzen; auch existieren keine nennenswerten Unterschiede zu den Oberflächen der Referenzprüfkörper.



**Abbildung 36: Titanprobe, mit Pro-Cup®
und Polierpaste bearbeitet.** Aufnahme mit TRACEIT®.



**Abbildung 37: Anatasprobe, mit Pro-Cup®
und Polierpaste bearbeitet.** Aufnahme mit TRACEIT®.

3.2.4.4 Handinstrumente

Die Bearbeitung mit einer Metallkürette hinterließ deutliche Spuren auf beiden Prüfkörpertypen (Abbildung 38 und Abbildung 39). Die Kratzer heben sich dabei deutlich von der noch intakten Oberfläche ab und zeigen in ihrer Reflexion eine charakteristische Streifung senkrecht zur Richtung des Arbeitszuges. Ähnlich wie bei der Bearbeitung mit Diamanten finden sich zwischen den einzelnen Kratzern Bereiche intakter Oberfläche, so dass davon ausgegangen werden kann, dass durch den Bearbeitungsvorgang tiefere Schichten des Prüfkörpers freigelegt wurden.

Die Bearbeitung mit der Plastikkürette zeigt ein gegensätzliches Bild: Die Oberfläche wirkt, wie in Abbildung 40 und Abbildung 41 erkennbar, größtenteils unverändert. Es lassen sich allerdings streifenförmige, etwas heller als die Umgebung wirkende Bereiche erkennen, die in Richtung der Arbeitszüge verlaufen; die Kontur der Oberfläche wirkt hier jedoch nicht unterbrochen, sondern setzt sich lediglich leicht aufgehellt fort.

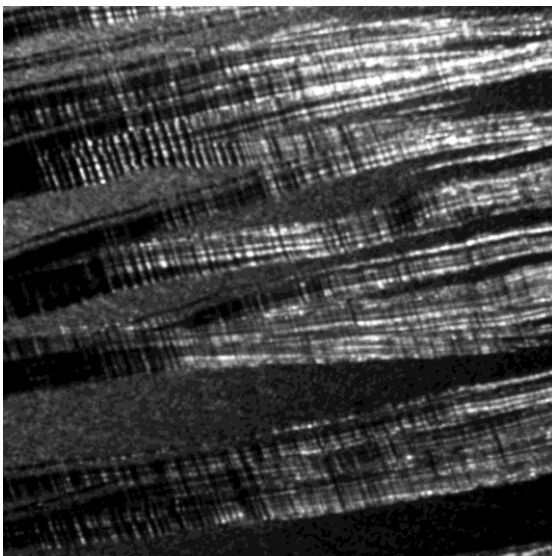


Abbildung 38: Titanprobe, mit Kürette bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

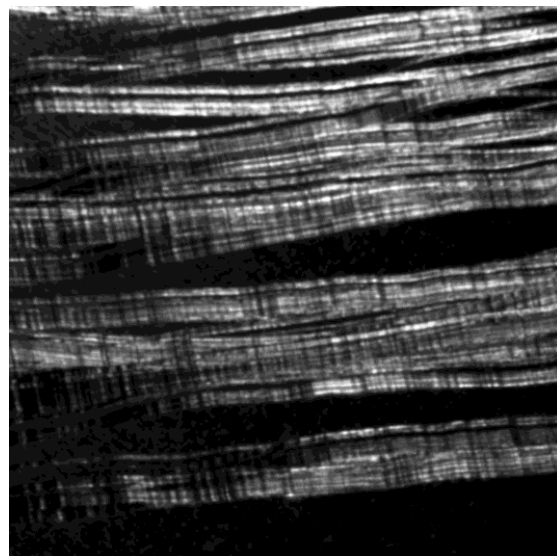


Abbildung 39: Anatasprobe, mit Kürette bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

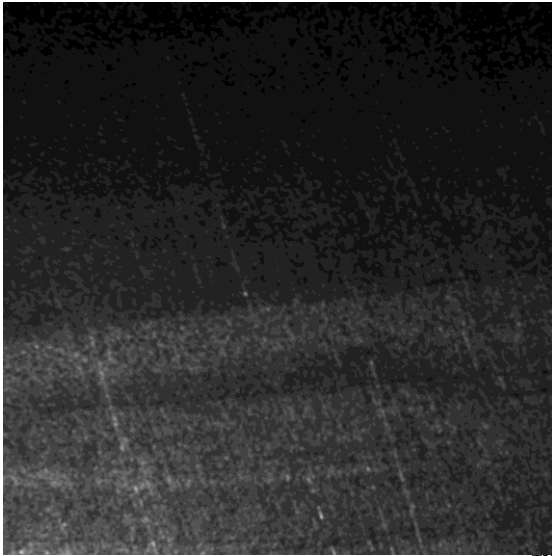


Abbildung 40: Titanprobe, mit Implacare™ bearbeitet. Aufnahme mit TRACEIT®.

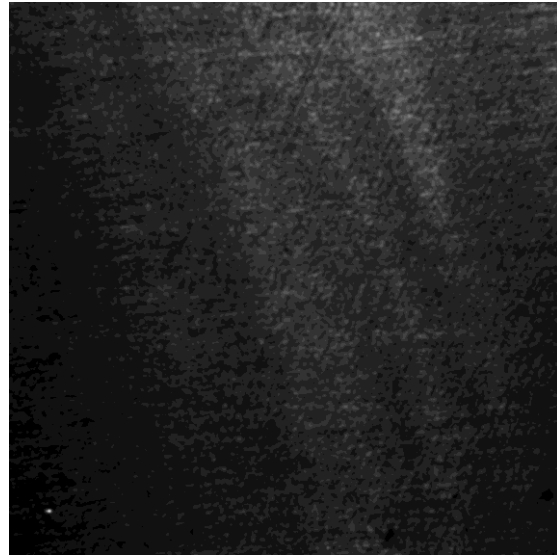


Abbildung 41: Anatasprobe, mit Implacare™ bearbeitet. Aufnahme mit TRACEIT®.

3.2.4.5 SONICflex®

Auch die Metallspitze des SONICflex® führte auf beiden Prüfkörpertypen zu Beschädigungen. Obwohl bei der Versuchsdurchführung darauf geachtet wurde, die Spitze des Instruments flächig mit dem Prüfkörper in Kontakt zu bringen um die Oberfläche möglichst gleichmäßig zu bearbeiten, fallen teilweise recht dünne Spuren des Instruments auf, zwischen denen sich immer wieder Anteile intakter Oberfläche finden (Abbildung 42 und Abbildung 43).

Im direkten Vergleich zeigt die Bearbeitung mit SONICflex® Implant keine derartigen Oberflächenveränderungen. Besonders die Oberfläche aus Reintitan zeigt keine makroskopisch sichtbaren Spuren einer Bearbeitung (Abbildung 44). Die Oberfläche des Anatasprüfkörpers zeigt jedoch sehr feine, schwer erkennbare Riefen, die von der Richtung der auf der nativen Oberfläche vorhandenen Riefung abweichen und somit Folge des Bearbeitungsprozesses sein müssen (Abbildung 45).

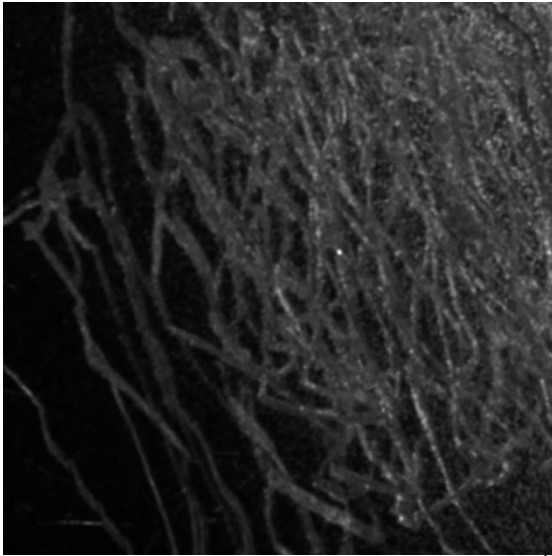


Abbildung 42: Titanprobe, mit SONICflex[®] und Metallspitze bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT[®].

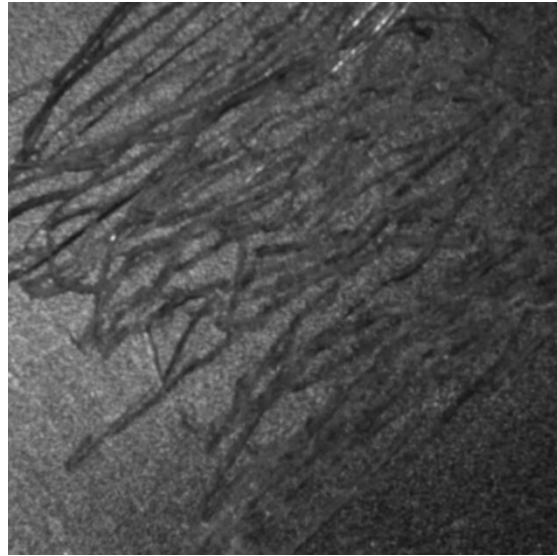


Abbildung 43: Anatasprobe, mit SONICflex[®] und Metallspitze bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT[®].

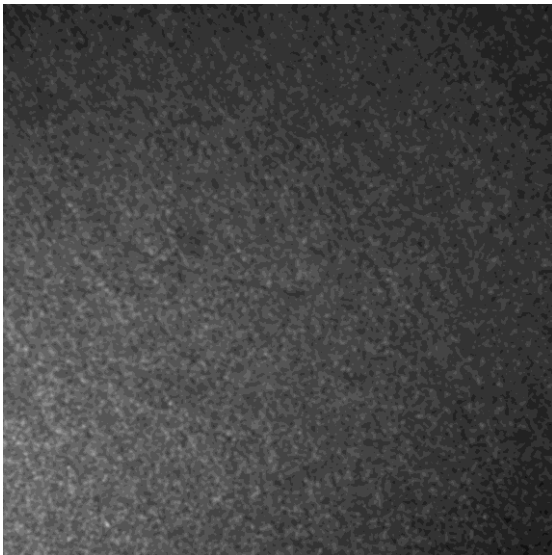


Abbildung 44: Titanprobe, mit SONICflex[®] Implant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT[®].



Abbildung 45: Anatasprobe, mit SONICflex[®] Implant bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT[®].

3.2.4.6 PROPHYflex[®]

Die eingesetzten Pulver hatten unterschiedliche Effekte auf die behandelten Oberflächen: Das vor allem aus Natriumbicarbonat bestehende PorphyPowder erzeugte auf den Titanproben keine sichtbaren Veränderungen (Abbildung 46), während sich auf den Anatasoberflächen eine feine, von der Richtung der sonst vorhandenen Riefen abweichende Riefung zeigte (Abbildung 47).

Die PROPHYpearls® aus Calciumcarbonat zeigten deutlichere Spuren: Der behandelte Bereich auf den Titanprüfkörpern erscheint etwas heller als die Umgebung (Abbildung 48), während auf den Anatasoberflächen deutliche Riefen zu erkennen sind, deren Richtung variiert (Abbildung 49).

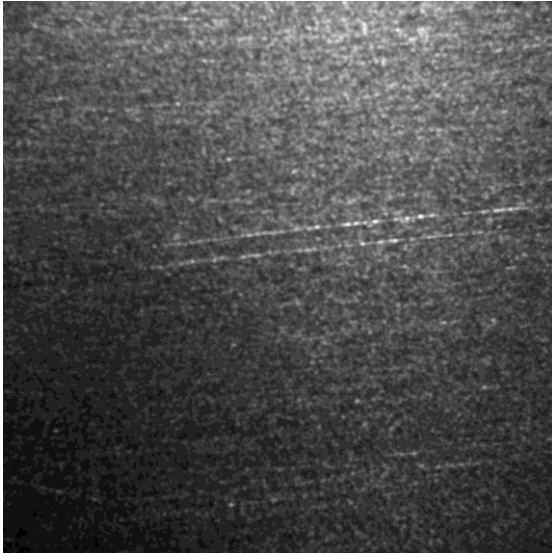


Abbildung 46: Titanprobe, mit Proply-Powder bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

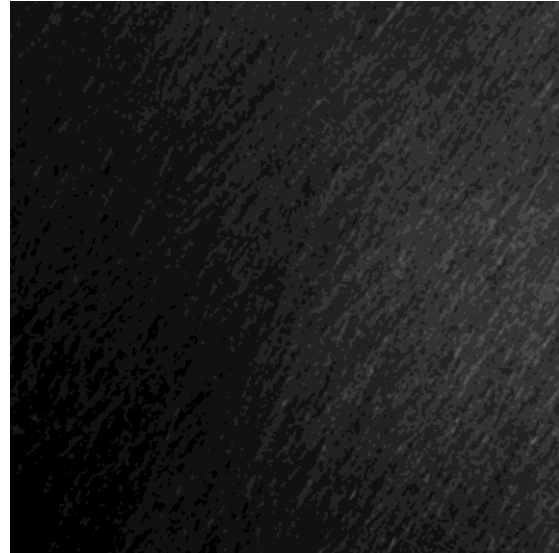


Abbildung 47: Anatasprobe, mit Proply-Powder bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.



Abbildung 48: Titanprobe, mit Proply-Pearls bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

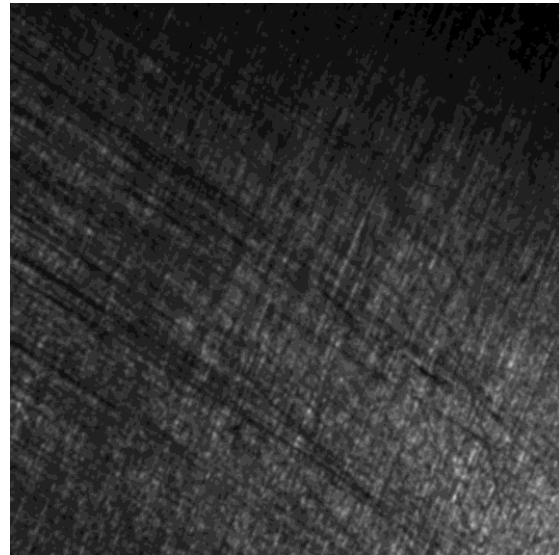


Abbildung 49: Anatasprobe, mit Proply-Pearls bearbeitet. Aufnahme mit TRACEiT®.

3.2.5 Rasterelektronenmikroskopie

Ziel der Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop war, neben einer genaueren Darstellung der durch die jeweiligen Bearbeitungsmethoden

verursachten Veränderungen der Oberflächenmorphologie, der direkte optische Nachweis des Vorhandenseins der Anatasbeschichtung. Im Folgenden sind die Befunde, durch Beispielaufnahmen unterstützt, dargestellt.

3.2.5.1 Referenzproben

Bei Untersuchung der Titanreferenzprobe fällt bereits in niedriger Vergrößerung auf, dass es sich bei den in den TRACEiT®-Aufnahmen als Körnung der Oberfläche bezeichneten Unregelmäßigkeiten um schollenartige Verschmierungen der Titanoberfläche handelt, deren Ursprung vermutlich in der herstellungsbedingten Politur mit 1200er Körnung liegt. Letztere bedingt auch die sichtbaren Mikroriefen (Abbildung 50). In höheren Vergrößerungen sind die Schollen deutlich zu erkennen. Zusätzlich erkennbar sind einige kugelförmige Verunreinigungen (Abbildung 51).

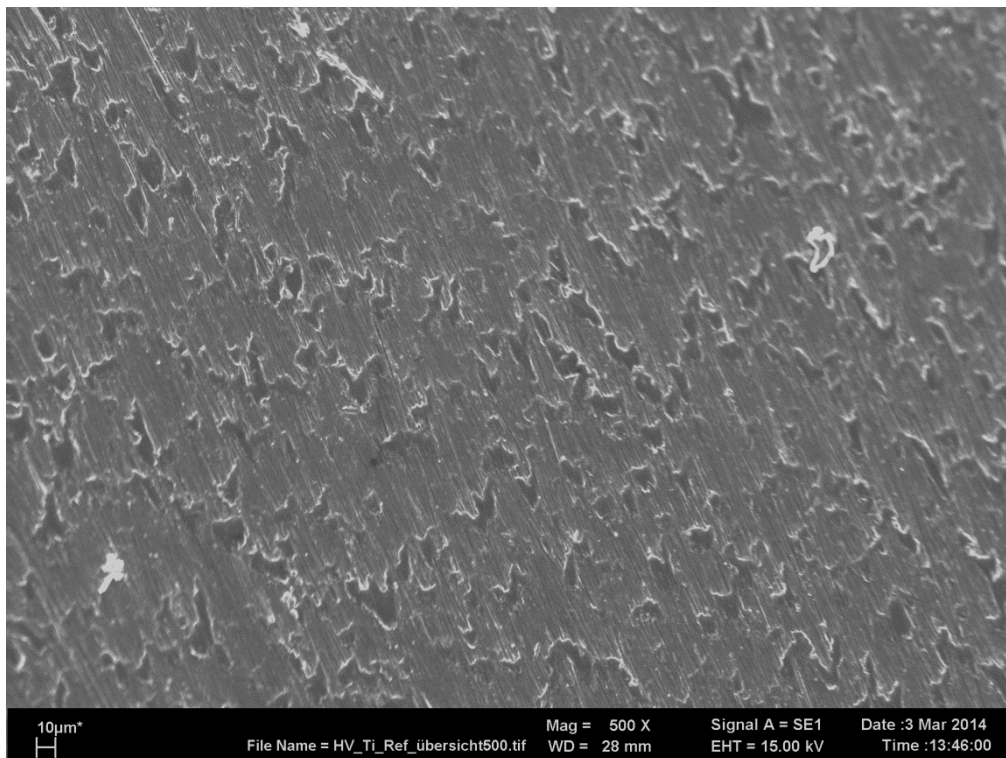


Abbildung 50: Titanreferenzprobe bei 500-facher Vergrößerung.

Aufnahme mit REM.

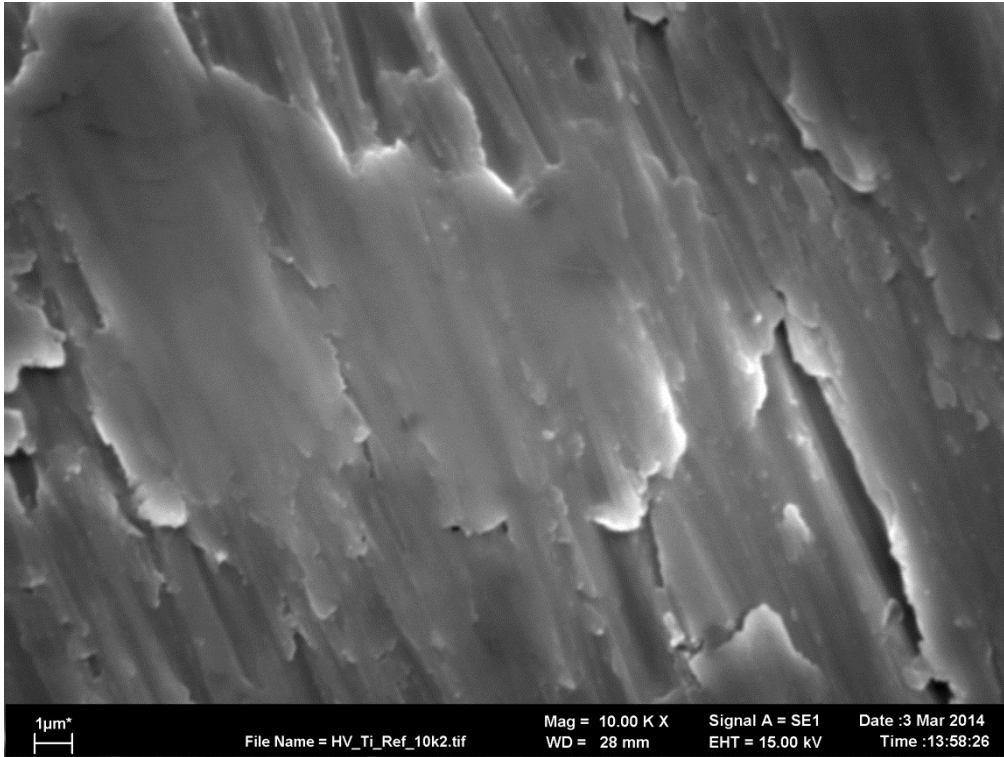


Abbildung 51: Titanreferenzprobe bei 10 000-facher Vergrößerung. Aufnahme mit REM.

Die Oberfläche der Anatasreferenzproben zeigt in kleinen Vergrößerungen ebenfalls Riefen, jedoch nicht die auf den Reintitanproben nachweisbaren Schollen. Die eigentliche Anatasschicht lässt sich aber erst in Vergrößerungen im Bereich von 10.000 – 20.000-fach nachweisen, wobei auch die Abgrenzung zu Oberflächenverunreinigungen, wie sie auf der Reintitanfläche teilweise als kleine Kügelchen zu erkennen ist, bei 10.000-facher Vergrößerung noch schwierig sein kann. Abbildung 52 zeigt einen Ausschnitt bei 20.000-facher Vergrößerung. Man erkennt hier einerseits die Grundlage der auch im TRACEiT[®]-Verfahren sichtbaren Riefen, weiterhin aber auch die gleichmäßige Bedeckung der Oberfläche mit Anataskristalliten, deren Vorhandensein einerseits zu weicheren Kanten führt, die andererseits aber auch deutlich von den in dieser Vergrößerung als große kugelförmige Strukturen imponierenden Verunreinigungen abgegrenzt werden können.

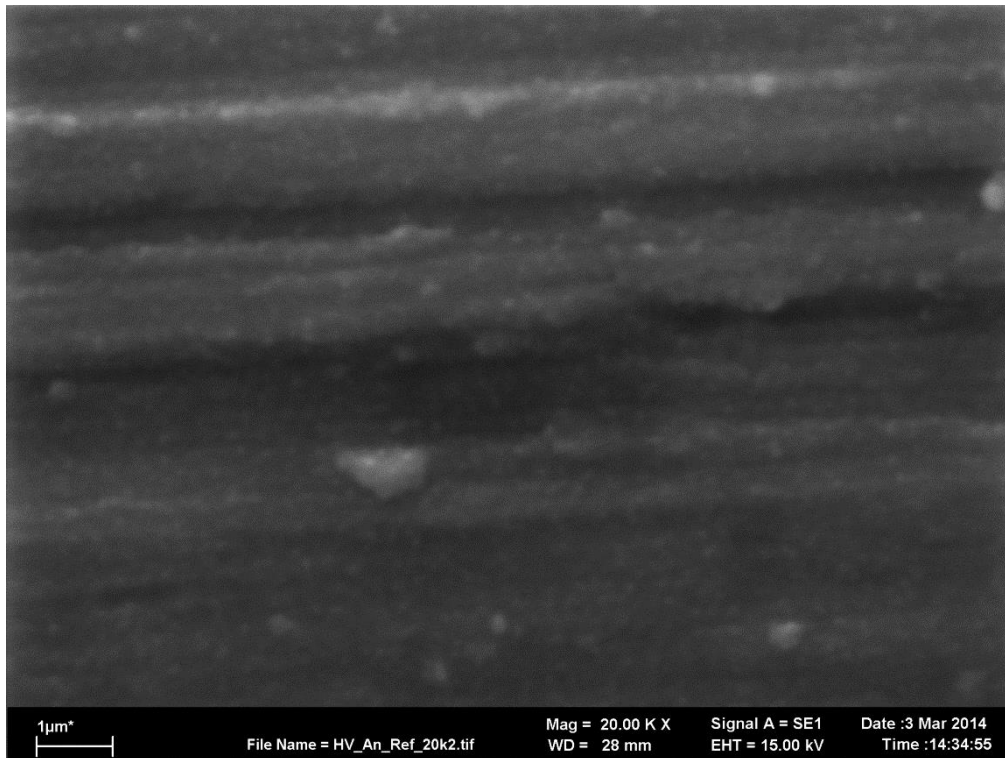


Abbildung 52: Anatasreferenzprobe bei 20 000-facher Vergrößerung. Aufnahme mit REM.

3.2.5.2 Diamantierte Schleifkörper

Die Bearbeitungsmuster des roten und gelben Diamantschleifers erscheinen auf den Aufnahmen sehr ähnlich. Dabei ist die Grenze zwischen bearbeiteter und nicht bearbeiteter Oberfläche scharf, die Spur des runden Schleifkörpers ist deutlich als halbrunde Vertiefung auszumachen. Teilweise ist auch zu sehen, wie Material über die Bearbeitungsgrenzen hinaus geschoben wurde. Der Boden des bearbeiteten Areals ist stark zerfurcht und zeigt im Vergleich zwischen Titan- und Anatasproben keine Unterschiede (Abbildung 53). In geringer Vergrößerung fallen auch hier einzelne Inseln unbearbeiteter Oberfläche innerhalb des Bearbeitungsbereichs auf. Auf den Anatasproben sind diese Bereiche noch mit der charakteristischen Anatasschicht bedeckt, während sie im bearbeiteten Bereich in keinem der untersuchten Areale nachgewiesen werden konnte. Abbildung 54 zeigt eine solche „Anatasinsel“, die beidseits von bearbeiteter Fläche umgeben ist. Gut erkennbar ist hier auch das aufgeworfene

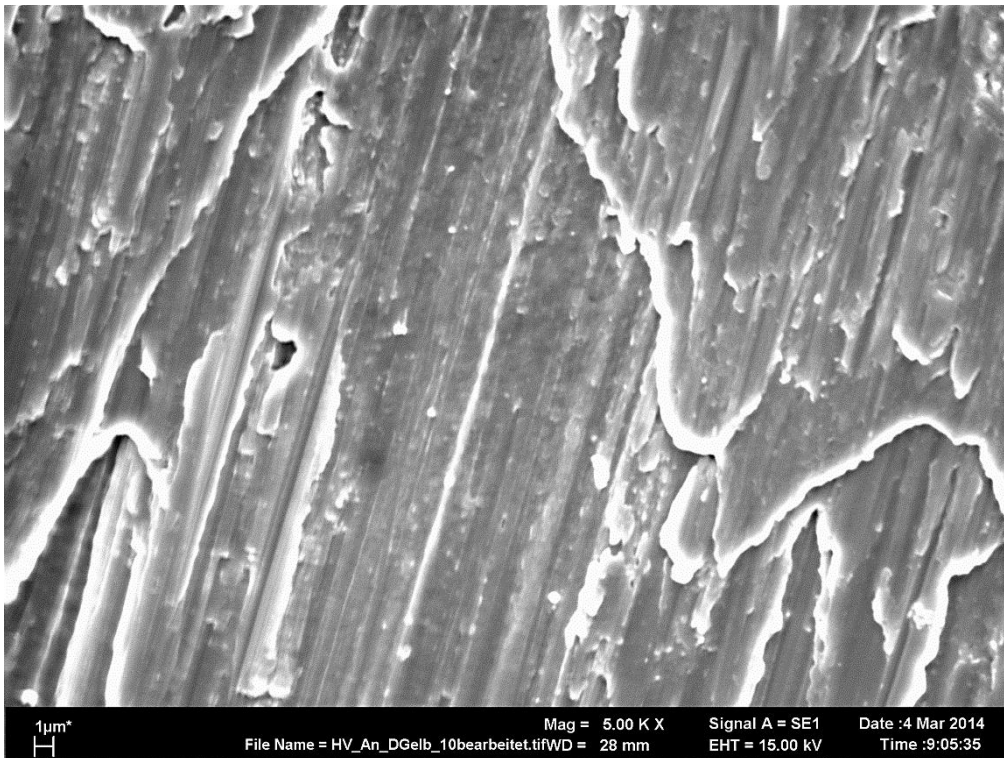


Abbildung 53: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet. Bearbeitetes Areal. Aufnahme mit REM. Vergrößerung: 5 000-fach.

Material an der Grenzfläche. Ähnliche Areale finden sich auch auf den mit dem gelbem Diamant bearbeiteten Prüfkörpern (Abbildung 55).

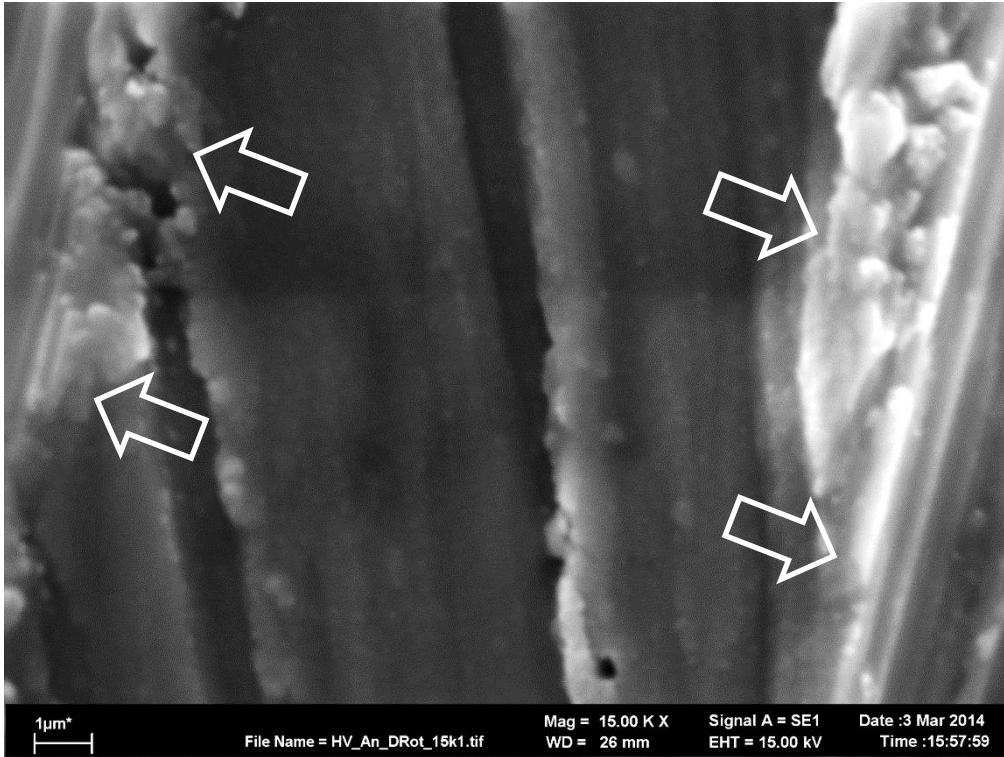


Abbildung 54: Anatasprobe, mit rotem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung: 15 000-fach. Pfeile: Übergang zur Bearbeitungsspur, dazwischen intakte Oberfläche.

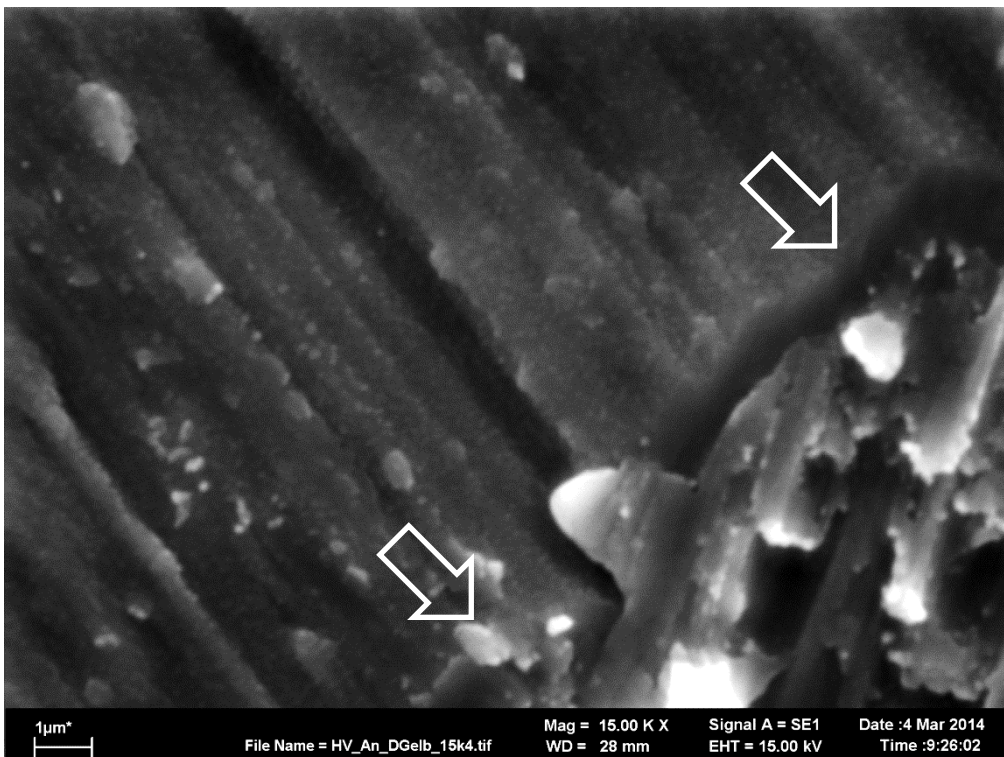


Abbildung 55: Anatasprobe, mit gelbem Diamant bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung: 15 000-fach. Pfeile: Aufgeworfenes Material am Übergang zur bearbeiteten Oberfläche (unten rechts). Darüber intakte Anatasoberfläche.

3.2.5.3 Brownie® und Greenie®

Die Bearbeitung mit dem Brownie® führte bei den Titanoberflächen zu einer deutlichen Veränderung der Oberfläche. Die in 3.2.5.1 als schollenförmig beschriebenen Strukturen erscheinen geglättet und wesentlich weniger prominent und durch Riefen unterbrochen. In höheren Vergrößerungen wirkt die Oberfläche zerklüftet, das Titan scheint teilweise verschmiert zu sein.

Die Bearbeitung mit dem Greenie® zeigt einen weniger starken Effekt auf die Oberfläche der Reintitanproben: Zwar wirkt auch hier die Oberfläche der Schollen poliert, eine deutliche plastische Verformung mit zusätzlicher Riefenbildung, wie sie teilweise beim Brownie® auffällt, ist hier jedoch nicht zu erkennen. Die Oberfläche wirkt in höherer Vergrößerung glatter.

Im Fall der Anatasprüfkörper zeigten die mit Brownie® bearbeiteten Areale ebenfalls deutliche Veränderungen. So konnte die Anatasschicht zwar im nicht bearbeiteten Randbereich, jedoch nicht in der bearbeiteten Fläche nachgewiesen werden; die Oberfläche erschien dabei stark geglättet. Auch hier schien der Brownie® die Oberfläche während der Bearbeitung verformt, also „verschmiert“ zu haben (Abbildung 56).

Bei der Bearbeitung mit einem Greenie® wurde die Oberfläche ebenfalls geglättet. Auffällig war hier, dass zwar auf der Oberfläche des bearbeiteten Bereichs kein Anatas mehr nachweisbar war, jedoch in den auch an den Referenzproben sichtbaren Riefen weiterhin Anataskristalle vorhanden waren. Einen derartigen Bereich zeigt Abbildung 57, wobei hier auch die wolkig wirkende geglättete Oberfläche im Vergleich zur unbehandelten Anatasschicht dargestellt ist. Ebenfalls erkennt man im unteren rechten Abschnitt eine leichte Vorwölbung der Oberfläche über die Riefe hinweg.

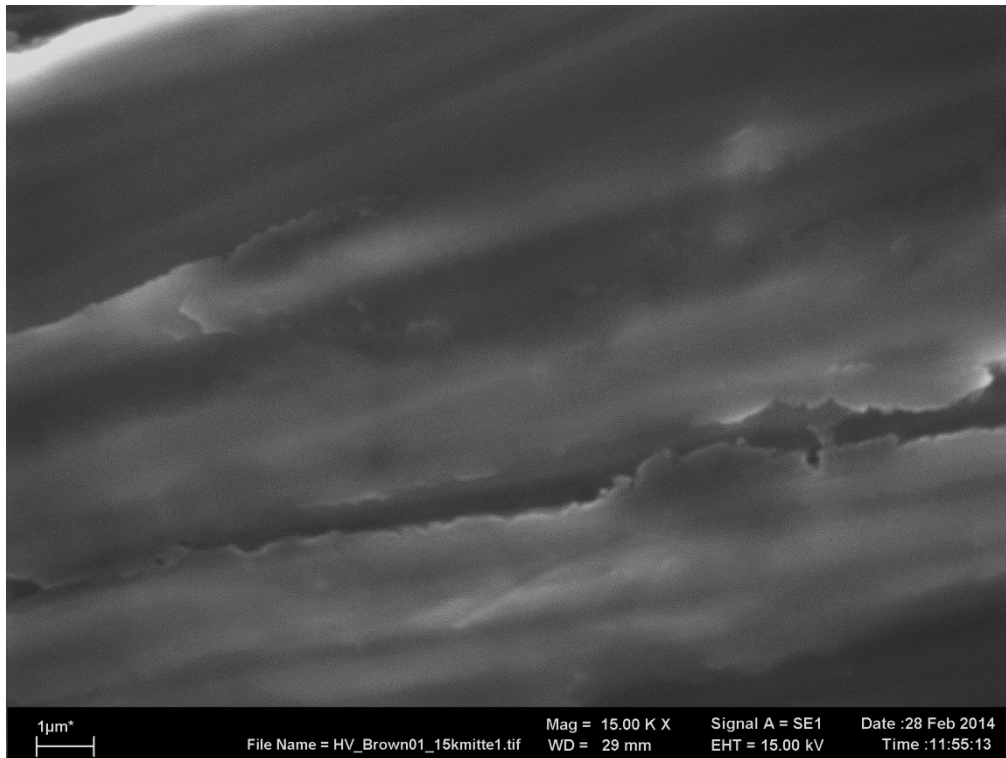


Abbildung 56: Anatasprobe, mit Brownie® bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 15 000-fach.

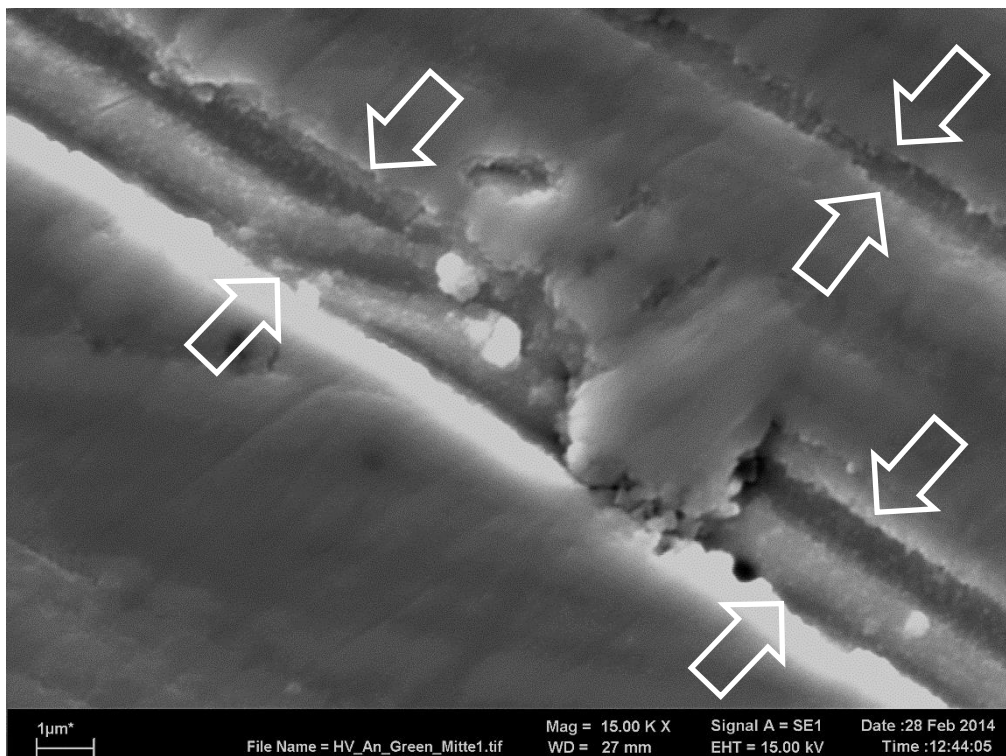


Abbildung 57: Anatasprobe, mit Greenie® bearbeitet. In den Riefen verbliebenes Anatas deutlich erkennbar. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 15 000-fach. Pfeile: Von der Bearbeitung ausgesparte Riefe mit intakter Anatasschicht.

3.2.5.4 Pro-Cup® mit HaWe Cleanic®

Die Bearbeitung mit Pro-Cup® und Polierpaste führte nicht zu erkennbaren Veränderungen der Prüfkörperoberflächen. Die charakteristische Struktur auf den Reintitanproben war vorhanden, höhere Vergrößerungen zeigten hier keine sichtbare Glättung. Die Anataschicht war an allen untersuchten Stellen vorhanden und zeigte keine Defekte.

3.2.5.5 Handinstrumente

Die Metallkürette führte zu einem gut sichtbaren Abtragen von Material auf allen Prüfkörperoberflächen. Ähnlich wie bei den diamantierten Schleifkörpern ist ein scharfer Übergang zwischen bearbeiteter und nicht bearbeiteter Oberfläche erkennbar, wobei auch hier teilweise Material über die Begrenzung hinaus geschoben wurde. Auch ist die Struktur der Fläche innerhalb des bearbeiteten

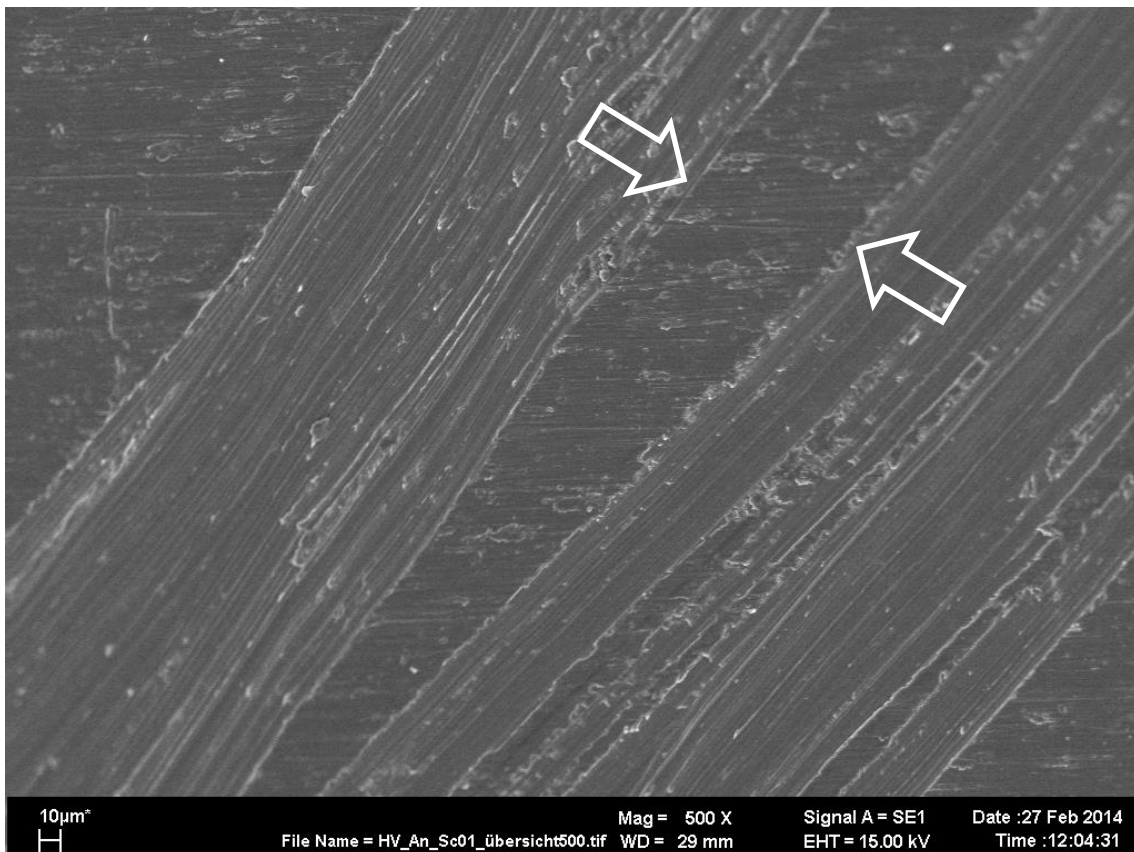


Abbildung 58: Anatasprobe, mit Metallkürette bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 500-fach. Pfeile: Ausgesparter Bereich mit intakter Oberfläche.

Bereichs bereits in der Übersichtsaufnahme zu erkennen (Abbildung 58). Die Spuren der Kürette auf Anatas- und Reintitanproben sind vergleichbar, wobei innerhalb der Spur kein Anatas nachzuweisen ist. Besonders deutlich wird dies an den Spurrändern, an denen das charakteristische Anatismuster noch sichtbar ist, während es innerhalb der Spur nicht mehr nachweisbar ist (Abbildung 59).

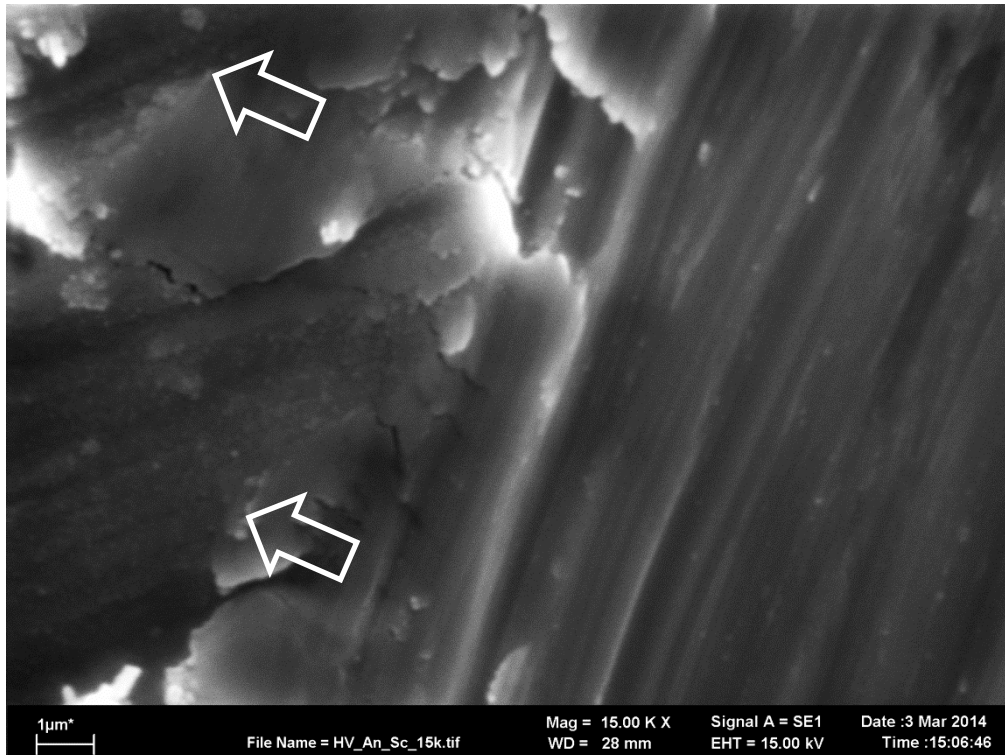


Abbildung 59: Anatasprobe, mit Metallkürette bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 15 000-fach. Pfeile: Übergang von noch intakter Anatasschicht (links) zur Spur des Instruments (rechts).

Anders verhielt es sich bei den mit der Kunststoffkürette (Implacare™) behandelten Prüfkörpern. Hier konnte weder für die Reintitan-, noch für die Anatasproben eine Veränderung der Oberfläche festgestellt werden; die Anatasschicht war durchgehend vorhanden.

3.2.5.6 SONICflex®

Auch die Bearbeitung mit SONICflex® und einer Metallspitze führte zu charakteristischen Oberflächenveränderungen sowohl auf den Anatas-, als auch auf den Titanprüfkörpern. Dabei fällt auf, dass zwar auch hier Material aus

der Bearbeitungsspur zur Seite verdrängt wird, dies aber nicht in groben Schollen wie bei der Metallkürette oder den Diamanten. Die Überstände sind weniger massiv und feiner strukturiert. Die bearbeitete Fläche selbst zeigt eine Abfolge schmaler Rillen, die teilweise von aufgeworfenem Material überdeckt werden. Die Anatasschicht ist auch hier im bearbeiteten Bereich nicht mehr vorhanden, selten finden sich Reste auf aufgeworfenem Material. Einen Eindruck über den Grenzbereich zwischen bearbeiteter und nicht bearbeiteter Oberfläche gibt Abbildung 60.

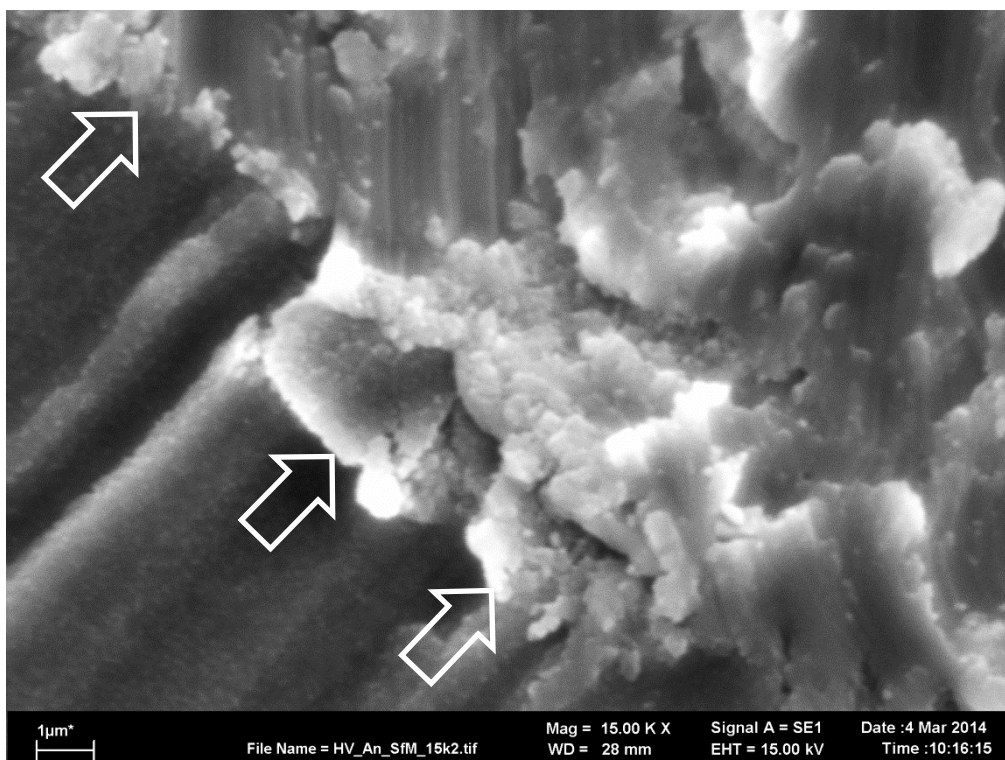


Abbildung 60: Anatasprobe, mit SONICflex® und Metallspitze bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 15 000-fach. Pfeile: Aufgeworfenes Material am Übergang zur intakten Anatasoberfläche (unten).

Im Gegensatz dazu konnten an den mit SONICflex® Implant bearbeiteten Oberflächen keine Veränderungen festgestellt werden. Die Titanprüfkörper zeigten das schon von den Referenzproben bekannte Aussehen, während die Anatasschicht auf den Anatasproben auch im bearbeiteten Bereich durchgehend nachgewiesen werden konnte.

3.2.5.7 PROPHYflex®

Die nach dem Abstrahlen mit PROPHYflex® Pulver wahrnehmbare Veränderung der Oberfläche beschränkte sich sowohl bei den Anatas- als auch bei den Titanprüfkörpern auf eine trotz vorheriger mehrmaliger Reinigung mit 70%iger Isopropanollösung weiterhin bestehende Verunreinigung durch Pulverrückstände. Die Oberfläche der Reintitanprüfkörper wirkte unverändert, die Anatasschicht auf den Anatasproben war in allen untersuchten Arealen vorhanden und ihre Kontinuität nicht unterbrochen. Abbildung 61 zeigt ein Areal im bearbeiteten Bereich einer solchen Probe.

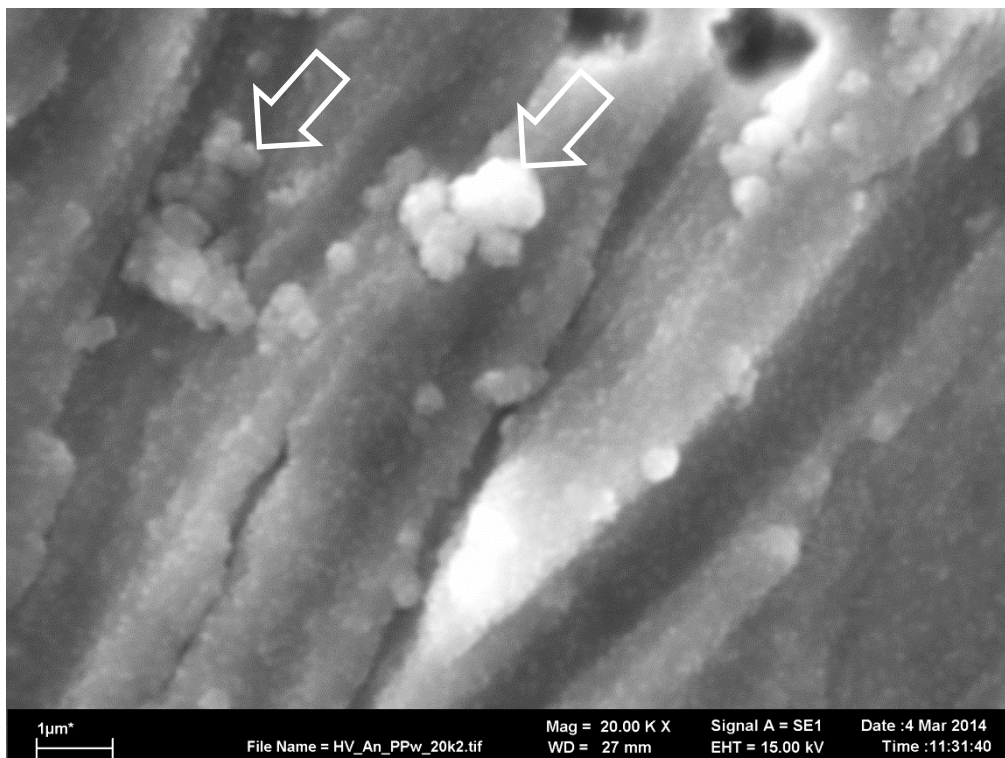


Abbildung 61: Anatasprobe, mit PROPHYflex® Pulver bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 20 000-fach. Anatasprobe. Die durchweg vorhandene Anatasschicht ist gut zu erkennen, ebenso die Überreste des Pulvers (Pfeil), die teilweise Konglomerate bilden.

Die Untersuchung der mit PROPHYpearls® bearbeiteten Prüfkörper ergab ähnliche Befunde. Auch hier waren noch immer Rückstände des Pulvers auf der Oberfläche nachweisbar, während Hinweise auf abrasive Effekte der Bearbeitung fehlen. In hoher Vergrößerung entstand teilweise der Eindruck einer etwas unruhigeren Oberfläche, jedoch ließ sich bei keiner der

untersuchten Stellen eine Veränderung oder gar Unterbrechung der Anatasschicht nachweisen (Abbildung 62).

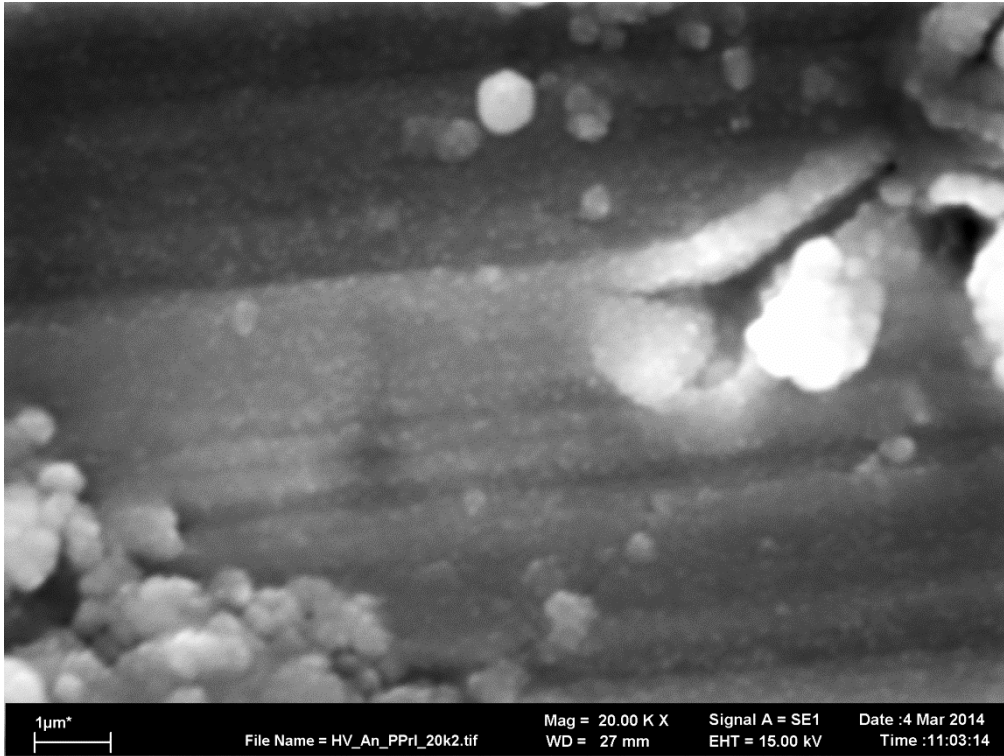


Abbildung 62: Anatasprobe, mit PROPHYpearls® bearbeitet. Aufnahme mit REM. Vergrößerung 20 000-fach.

4 Diskussion

4.1 Vorversuche

4.1.1 Messung des Anpressdrucks und Befestigung

Um eine reproduzierbare Aussage über Verschleißvorgänge durch Bearbeitung von Oberflächen machen zu können, müssen hinsichtlich der Versuchsdurchführung drei wesentliche Faktoren bedacht werden. Zum einen stellt die Fixierung der Proben eine wesentliche Voraussetzung für einen reproduzierbaren Versuchsablauf dar. Dabei sollten die Prüfkörper gut handhabbar aber gleichzeitig möglichst starr fixiert sein, um Bewegung während beispielsweise der Arbeitszüge mit einem Handinstrument auszuschließen. Im Rahmen der Vorversuche wurde hier ein Silikonsockel eingesetzt, der sich jedoch nicht bewährte, da es aufgrund der Flexibilität zu einem Einsinken und damit einer leichten Bewegung der Prüfkörper während der Bearbeitung kam. In anderen Arbeiten wurden die Proben zum Teil nur mit einer Pinzette fixiert (Fox et al. 1990, Schmage et al. 2012) oder in Blöcken aus Acryl (Augthun et al. 1998) befestigt, während andere Arbeiten keine Angaben dazu machten (Barbour et al. 2007, Rapley et al. 1990, Schwarz et al. 2006c, Yang et al. 2015). Als weiterer wichtiger Faktor für die Reproduzierbarkeit ist die Messung der eingesetzten Anpressdrücke zu nennen, die im Rahmen der Vorversuche über eine Feinwaage geschah und vom Behandler als nicht gut genug kontrollierbar eingestuft wurde. Dem gegenüber steht beispielsweise eine Arbeit, in der die Feinwaage nur zum „Kalibrieren“ des Behandlers eingesetzt (Schmage et al. 2012) wurde. Ein ähnliches Instrument wurde in einer nachfolgenden Studie (Schmage et al. 2014) vor jeder Behandlung eingesetzt, um das Überschreiten eines maximalen Drucks (in diesem Fall 0,2 N) zu vermeiden. Eine derartige Kalibrierung kann jedoch nicht definitiv ausschließen, dass ein bestimmter Druck während der Bearbeitung überschritten wird. Andere Autoren haben unterschiedliche Kraftmesser eingesetzt, auf denen die Proben dann in der Regel auch fixiert wurden (Matarasso et al. 1996, Meier et al. 2012, Sato et al. 2004, Vigolo und Motterle

2010), was durch die kontinuierliche Beobachtung und, wenn die angewandten Drücke aufgezeichnet wurden, spätere Auswertung exakte Aussagen über den durchschnittlich eingesetzten oder auch maximalen Anpressdruck erlaubt. Auch in der vorliegenden Arbeit wurde für die Hauptversuche auf eine Druckmessdose zurückgegriffen, auf der die Prüfkörper dann auch sicher fixiert werden konnten. Einige Autoren machten jedoch keine Angaben zur eingesetzten Kraft (Augthun et al. 1998, Barbour et al. 2007, Schwarz et al. 2006c) oder beschrieben sie als ungleichmäßig oder inkonsistent (Kawashima et al. 2007). Damit einher geht der letzte zu betrachtende Faktor, nämlich die Führung des Instruments. In den meisten Studien, so auch in der vorliegenden Arbeit, wurden die Instrumente durch einen oder mehrere Behandler von Hand geführt, wobei in der Regel von einer Verblindung abgesehen wurde. Dies resultiert wiederum in einer schlechteren Vergleichbarkeit der Ergebnisse, was von den meisten Autoren mit der Nähe zur klinischen Praxis gerechtfertigt wird (Yang et al. 2015). Dem gegenüber stehen einige andere Arbeiten, in denen zu diesem Zweck Apparaturen zum Einsatz kamen, in die sowohl die Prüfkörper als auch die einzusetzenden Instrumente eingespannt und die Bearbeitung standardisiert unter Druckvorgabe durchgeführt werden konnte (Brookshire et al. 1997, Gnoth et al. 2001, Mengel et al. 1998, Mengel et al. 2004, Meschenmoser et al. 1996). Die Druckmessung während der Bearbeitung durch einen einzelnen Behandler stellt also einen Mittelweg dar, der durch die individuelle Bearbeitung zwar ein gewisses Maß an Realitätsnähe ermöglicht, durch die Angabe der Druckwerte jedoch auch die Reproduzierbarkeit verbessert, dabei aber sicherlich nicht die Standardisierung einer eigens dafür hergestellten Apparatur erreichen kann.

4.1.2 Instrumentenauswahl und Bearbeitungsmodus

Aus den im Rahmen der Vorversuche überprüften Instrumentenformen ergaben sich für die Hauptversuchsreihe eindeutige Befunde: Die flächige Bearbeitung mit runden Diamanten und kegelförmigen Polierern war den anderen geprüften Formen vorzuziehen. Hingegen empfahlen Maier et al. für die Implantoplastik knospenförmige Carbidschneider, da die Knospenform für die Bearbeitung der

Gewinde in dieser Arbeit am ehesten geeignet erschien und die Carbidschneider kürzere Bearbeitungszeiten als diamantierte Instrumente ermöglichen, wodurch die Wärmeentwicklung und somit die Gefahr beispielsweise eines Burned-Bone-Syndroms niedrig gehalten werden kann (Meier et al. 2012). Allerdings sind Diamantschleifer weiter verbreitet und finden regelmäßig Anwendung in Studien (Barbour et al. 2007, Romeo et al. 2005, Schwarz et al. 2014c, Suh et al. 2003). Die Korngröße liegt dabei meist im Bereich von etwa 30 μm , so dass die Auswahl runder Diamanten mit feiner Körnung vor diesem Hintergrund sinnvoll erscheint. Die eingesetzten Drehzahlen und die Bearbeitungsdauer können Tabelle 14 im Anhang entnommen werden und waren den in dieser Arbeit eingesetzten vergleichbar. Auch Brownie[®] und Greenie[®] bzw. vergleichbare Polierer finden in Studien zur Glättung der Oberfläche nach erfolgter Implantoplastik Verwendung (Barbour et al. 2007, Brookshire et al. 1997, Matarasso et al. 1996, Romeo et al. 2005), teilweise auch gefolgt von noch feineren Polierern wie dem SuperGreenie[®]. Auch hier waren die eingesetzten Drehzahlen mit den in der vorliegenden Arbeit verwendeten vergleichbar, wobei eine Studie mit 800 rpm aber deutlich geringere Drehzahlen einsetzte (Matarasso et al. 1996). Als zusätzlicher Schritt zwischen Diamantschleifern und Polierern kamen zum Teil auch Arkansassteine zum Einsatz, die im Rahmen dieser Untersuchung nicht betrachtet wurden. Das leichte Schmieren der Polierkörper, das auch in der Praxis auftritt, wurde im Hinblick auf vorhandene Wasserkühlung und die später im Auswertungsverlauf durchzuführende Reinigung des Prüfkörpers als unproblematisch angesehen. Diese Handhabung stimmt mit der in den zitierten Studien überein. Auch der Pro-Cup[®] mit fluoridfreier Polierpaste findet in verschiedenen Studien über den Effekt von Prophylaxemaßnahmen Verwendung (Schmage et al. 2014, Schmage et al. 2012), andere Studien verwendeten ähnliche Polierkelche und Pasten (Matarasso et al. 1996, Mengel et al. 1998, Mengel et al. 2004). Da bei der Bearbeitung mit dem Pro-Cup[®] aufgrund der Polierpaste keine Wasserkühlung eingesetzt werden konnte, sich aber ein dichter Film auf der Probe bildete, ergab sich für die Hauptversuchsreihe die Notwendigkeit, diese durch kurze Anwendung des Luft-

/Wasserbläusers zu entfernen, was in den jeweiligen zitierten Studien ähnlich gehandhabt wurde.

Die für die Hauptversuchsreihe ausgewählten Handinstrumente waren jene mit der größten Auflagefläche: Implacare™ H6/H7 sowie bei der Edelstahlkürette die Form 11/12, die der in der Auflagefläche vergleichbaren 7/8 durch ihre Winkelung im Hinblick auf die Handhabbarkeit bei der Bearbeitung einer geraden, waagerechten Fläche wie im Fall der Prüfkörper, überlegen war. Das hier verwendete Implacare™ wurde auch in einigen anderen Studien (Brookshire et al. 1997, Ruhling et al. 1994, Schmage et al. 2014, Schmage et al. 2012, Vigolo und Motterle 2010, Yang et al. 2015) eingesetzt, wobei hier neben der in dieser Arbeit eingesetzten Form auch das Modell IH 7/8 sowie Columbia 4R/4L zum Einsatz kamen. Im Fall der Edelstahlküretten wurden ebenso häufig Instrumente des gleichen Herstellers eingesetzt, wobei hier die Spitzen Columbia 4R/4L (Rapley et al. 1990), 7/8 (Matarasso et al. 1996, Vigolo und Motterle 2010), 5/6 (Augthun et al. 1998) eingesetzt oder auch keine Angabe zum Spitzentyp gemacht wurde (Mengel et al. 1998, Mengel et al. 2004). Die Anzahl der durchgeführten Arbeitszüge war sehr heterogen (Tabelle 14) und reichte von drei Arbeitszügen bis zu 360, wobei die meisten Arbeiten etwa 30 Arbeitszüge für die Bearbeitung einer Probe einsetzten und damit in der Regel mehrere Recalltermine simulierten. Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten 20 Arbeitszüge sind also durchaus als repräsentativ anzusehen. Viele Arbeiten zum Effekt von Reinigungsmaßnahmen auf Implantatoberflächen beinhalten auch die Bearbeitung mit Ultraschall, wobei für Schallscaler, wie sie hier eingesetzt wurden, bisher nur wenige Studien existieren. Dabei wurde die Metallspitze öfter (Mengel et al. 2004, Ruhling et al. 1994, Vigolo und Motterle 2010), das SONICflex® Implant nur bei Schmage et al. (Schmage et al. 2014, Schmage et al. 2012) eingesetzt, was dadurch erklärt werden kann, dass dieses Instrument erst seit einigen Jahren auf dem Markt verfügbar ist. Die Bearbeitungsdauer von 20 s stimmt gut mit den in anderen Studien angewandten Betriebszeiten überein, wobei die Plastikspitze von Schmage et al. für 5 Minuten angewandt wurde. Das PROPHYflex® im Zusammenhang mit einem Natriumbicarbonatpulver wurde nur in einer einzelnen Studie (Mengel et

al. 2004) eingesetzt, wobei zahlreiche Studien Natriumbicarbonat mit anderen Pulverstrahlgeräten untersucht haben; Calciumcarbonatpulver wie das PROPHYpearls[®]-Pulver wurden in keiner der einbezogenen Studien verwendet. Die Anwendungszeiten lagen hier zwischen 2 s und 5 Minuten, wobei der Großteil der Studien eine Bearbeitungszeit von 30 s angab, so dass die 20 s, die in der vorliegenden Arbeit angewandt wurden, sicherlich nicht übertrieben erscheinen; der Abstand von 5 mm lag im mittleren Bereich der berichteten Arbeitsabstände von 2-20 mm. Die Auswahl der verwendeten Methoden sowie die Anwendungszeiten liegen also im Bereich der empfohlenen, bzw. in vergleichbaren Arbeiten angewandten Modi und können dementsprechend gut in die vorhandene Literatur eingeordnet werden.

4.1.3 Einfluss des Reinigungsvorgangs auf die Benetzbarkeit

Die exemplarisch an einigen Titanprüfkörpern durchgeführte Reinigung nach dem weiter oben beschriebenen Protokoll führte zu einer signifikanten Veränderung der gemessenen Kontaktwinkel. Es erschien daher notwendig, im Rahmen der Hauptversuche den Einfluss des Reinigungsverfahrens auf beide Prüfkörpertypen nochmals gesondert zu untersuchen. Weiterhin musste dieser Effekt bei der Planung der Benetzungsmessungen einbezogen werden. Die ursprünglich direkt nach Bearbeitung geplante nochmalige Reinigung der Prüfkörper wurde daher erst durchgeführt, nachdem bereits Messwerte vor und nach UV-Bestrahlung erhoben worden waren. Die nach erfolgter Reinigung auf gleiche Weise erhobenen Werte wurden dann mit den zuvor gemessenen verglichen.

4.1.4 Eignung des Auswertungsverfahrens

Im Rahmen der Vorversuche wurden mit dem Elektronenmikroskop neben qualitativen Aufnahmen auch Stereobildpaare erzeugt, mit Hilfe der Software Mex 6.1 zu digitalen Oberflächenmodellen verrechnet und dann analysiert. Dabei traten verschiedene Schwierigkeiten auf: Zum einen erfordert die Aufnahme korrespondierender Bildpaare das Wiederauffinden des zuvor

gespeicherten Bildausschnitts nach dem Kippvorgang, was bei wenig strukturierten Oberflächen, die teilweise durch die Bearbeitungsvorgänge zusätzlich geglättet wurden, nicht immer möglich ist; dadurch bedingte zu große Differenzen zwischen den korrespondierenden Aufnahmen spiegeln sich in einer ungenauen oder auch nicht möglichen Rekonstruktion wieder. Weiterhin muss zur Berechnung des Oberflächenmodells der Offset, also die Verschiebung beider Bilder gegeneinander, bestimmt werden; strukturierte Oberflächen ermöglichen diesen Vorgang automatisch durch die Software, sehr glatte Oberflächen, wie sie im Rahmen dieser Arbeit vorkommen, müssen per Hand zueinander positioniert werden, was wiederum einen Unsicherheitsfaktor darstellt, der letztlich in das Modell der Oberfläche einfließt.

Aus diesen Gründen erschien es sinnvoll, nicht zuletzt auch wegen der hohen Anzahl der Prüfkörper, zur Beurteilung der Topographie im Rahmen der Hauptversuche auf ein anderes Messverfahren zurückzugreifen und die Elektronenmikroskopie vor allem für die qualitative Bewertung der erzeugten Verschleißmuster heranzuziehen. Ausgewählt wurde für diese Arbeit die Kontaktprofilometrie, die auch in anderen Arbeiten neben der Elektronenmikroskopie eingesetzt wurde (Meier et al. 2012, Mengel et al. 1998, Mengel et al. 2004, Sato et al. 2004).

4.2 Hauptversuche

4.2.1 Prüfkörper

Die Ergebnisse dieser Studie wurden an planen Prüfkörpern gewonnen. Es stellt sich daher die Frage, inwieweit die hier gewonnenen Messwerte auf die Oberflächen von dentalen Implantaten, die mit ihrer dreidimensionalen Form andere Anforderungen sowohl an die Auswahl der Messfelder als auch der Messung selbst stellen (Wennerberg und Albrektsson 2000), übertragen werden können. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass Rauheitsmessungen an planen Prüfkörpern weniger stark auf unterschiedlich groß gewählte Filter reagieren als Messungen an Implantaten, was von Wennerberg mit einem Fehlen von Form bei Prüfkörpern begründet wird (Wennerberg und Albrektsson

2000). Weiterhin können durch die plane Prüfkörperform Probleme wie signifikante Unterschiede der an verschiedenen Messstellen des Implantats gewonnenen Messwerte, wie sie andere Autoren beschrieben haben (Deyneka-Dupriez et al. 2007), vermieden werden, so dass die gewonnenen Ergebnisse zumindest untereinander eine bessere Vergleichbarkeit aufweisen.

4.2.2 Anpressdruck

Die im Rahmen der Druckmessung gewonnen Daten machen deutlich, dass die eingesetzten Bearbeitungsverfahren grob in solche mit kontinuierlicher und solche mit diskontinuierlicher Druckanwendung unterteilt werden können. Letztere umfassen die beiden Handinstrumente, bei denen deutlich die Intervalle zwischen Kraftansatz und Absetzen des Instruments erkennbar sind. Die hierbei erzeugten Druckwerte stellen mit 4-5 N die höchsten innerhalb dieser Versuchsreihe dar, stimmen jedoch gut mit Referenzwerten aus der Literatur überein (Mengel et al. 2004, Ruhling et al. 1994), wobei einige Studien mit höheren Werten von 5,5 N (Brookshire et al. 1997) oder auch 7 N (Vigolo und Motterle 2010), andere hingegen in sehr niedrigen Bereichen von 0,2 (Mengel et al. 1998) bzw. 0,25 N (John et al. 2014) arbeiteten. Die kontinuierlichen Bearbeitungsmethoden bilden eine heterogene Gruppe, die ebenfalls weiter unterteilt werden kann: Betrachtet man die mit einem Winkelstück ausgeführten Bearbeitungsvorgänge, fällt auf, dass bei der Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern in der Regel die höchsten Druckwerte beim Ansetzen der Kugel auftraten und der Anpressdruck mit fortschreitender Bearbeitungszeit sank; auch zeigten sich ungleichmäßig hohe Druckamplituden. Vergleicht man dies mit den Kurven für die Polierer, so fällt einerseits der konstantere Arbeitsdruck, andererseits aber auch die geringere Schwankung der Kräfte auf. Die stärkere Schwankung der auf die Prüfkörper wirkenden Kraft ist im Fall der diamantierten Schleifkörper vermutlich dadurch zu erklären, dass die Oberfläche durch die Körnung ungleichmäßig ist und somit pro Zeiteinheit ein unterschiedlich großer Anteil des Schleifkörpers mit dem Prüfkörper wechselwirkt; im Fall der Polierkörper deuten die deutlich kleineren Amplituden auf eine gleichmäßigere Kraftübertragung hin, die

vermutlich durch die Verformung des Polierkelchs bedingt wird. Letztere ist möglicherweise auch der Grund dafür, dass hier kein dem diamantierten Schleifkörper ähnlicher Kraftabfall registriert werden konnte. Die bei der Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern eingesetzte Kraft lag im Bereich von durchschnittlich 0,26 und 0,42 N, was noch unter den von Meier et al. angegebenen Maximalwerten von 50 g (0,5 N) liegt (Meier et al. 2012), sodass hier keine übermäßigen Kräfte zum Einsatz kamen und somit der Verschleiß in dieser Hinsicht als repräsentativ angesehen werden kann. Die Bearbeitung mit Brownie[®] und Greenie[®] wurde mit etwa 2 N durchgeführt, was der oberen Grenze des vom Hersteller empfohlenen Bearbeitungsbereichs von 1-2 N entspricht. In einer vergleichbaren Arbeit wurde mit 5,5 N gearbeitet (Brookshire et al. 1997), während andere Studien entweder im Bereich von 1 N (Matarasso et al. 1996) arbeiteten oder keine Angaben zur eingesetzten Kraft machten (Barbour et al. 2007). Auch der Pro-Cup[®] wurde mit einer recht hohen Anpresskraft von durchschnittlich 2,6 N eingesetzt. Auch hier gibt es einige Studien, in denen keine Angabe zu den eingesetzten Drücken gemacht wurde, darunter auch jene, die den in dieser Arbeit verwendeten Kelch mit der eingesetzten Paste verwendeten. Unter den anderen Arbeiten mit Einsatz von Prophylaxekelchen existiert eine Studie, in der mit 4 N gearbeitet wurde (Mengel et al. 2004). Allerdings wurde in dieser Arbeit ein Vergleich zwischen den durch niedrige oder sehr hohe Anpressdrücke verursachten Veränderungen vorgenommen und auch mit einem Druck von 0,4 N gearbeitet; die meisten anderen Arbeiten setzten Kräfte deutlich unter 1 N ein, so dass die hier erzielten Werte als deutlich höher einzustufen sind, was bei der Bewertung der Verschleißmuster bedacht werden sollte.

Betrachtet man die mit dem SONICflex[®] erzeugten Druckkurven, fallen die gleichmäßige Frequenz und Amplituden auf, die wohl letztlich der Übertragung der Schwingungen der Ultraschallspitze geschuldet sind. Hier ergaben sich im Vergleich zur Referenzliteratur, die Bereiche um 0,2 N (Mengel et al. 1998, Schmage et al. 2014) und 0,3 N (Ruhling et al. 1994) umfasst, mit 0,77 N für die Kunststoffspitze und 0,49 N für die Spitze aus Metall höhere Werte, wobei die Mittelwerte sich auch innerhalb der Prüfkörpertypen unterschieden, was

sicherlich der händischen Führung anzulasten ist. Allerdings haben Mengel et al. auch eine Arbeit mit Drücken von 1 N und 2 N durchgeführt (Mengel et al. 2004).

Die Schwankungen bei den Pulverstrahlverfahren schließlich können ihre Ursache in einer möglichen Schwankung des Abstands zur Probe haben, da der Behandler die Instrumente frei-Hand geführt hat, während die unterschiedlichen Amplituden auch hier durch die pro Zeiteinheit auf die Oberfläche aufgetroffenen Partikel sowie der Partikeloberfläche, und damit letztlich den jeweils erzeugten Druck, bedingt sind. Innerhalb der Vergleichsliteratur existieren keine Angaben zu den Druckwerten, die mit den eingesetzten Pulverstrahlverfahren erzeugt worden sind. Dies stellt insofern ein Problem dar, da zwar oft die am Gerät eingestellten Druckwerte angegeben werden, durch die in den meisten Studien jedoch per Hand durchgeführte Bearbeitung und unterschiedliche Anstellwinkel nicht eindeutig vorhergesagt werden kann, mit welcher Kraft – und damit schlussendlich auch mit welcher Abrasivität – die Oberflächen bearbeitet wurden.

Die statistische Auswertung hat für die vorliegende Arbeit ergeben, dass sich die Druckwerte zwischen den einzelnen Verfahren signifikant voneinander unterscheiden. Allerdings muss in diesem Kontext zum einen die Größenordnung beispielsweise bei den Pulverstrahlverfahren bedacht werden, zum anderen die Tatsache, dass, wie bereits diskutiert, die eingesetzten Drücke in der Regel im Bereich der auch von anderen Autoren angewandten lagen. Dabei verzichten einige Autoren bewusst auf die Anwendung von standardisierten Drücken, da dies „die klinische Situation simuliere“ (Yang et al. 2015). Die in dieser Arbeit verwendete Methode der Druckmessung stellt möglicherweise eine Alternative für andere Autoren mit dieser Auffassung dar, da hier nicht von vornherein feste Werte eingestellt werden müssen, im Nachhinein dennoch über die Angabe der Durchschnittswerte eine Vergleichsmöglichkeit mit anderen Arbeiten geschaffen werden kann.

4.2.3 Benetzungsmessungen

Im Rahmen der Vorversuche konnte gezeigt werden, dass unbehandelte Titanprüfkörper direkt nach einem Reinigungsvorgang eine Abnahme des statischen Kontaktwinkels erfahren (Tabelle 4). Frühere Versuche zeigten außerdem, dass ein solches Vorgehen auch bei Anatasprüfkörpern ein deutliches Absinken der Kontaktwinkel verursacht; eine längere Liegezeit führt jedoch bei beiden Oberflächen zu einer erneuten Zunahme der Kontaktwinkel, was auch als „Ageing“ bezeichnet wird (Hori et al. 2009, Rupp et al. 2010) und wie bereits beschrieben durch die zunehmende Verunreinigung der Oberfläche mit Kohlenstoffverbindungen aus der Luft erklärt werden kann (Att et al. 2009a, Rupp et al. 2006). Wie aus Tabelle 5 zu entnehmen, liegen die an den Titanproben gemessenen Winkel unmittelbar nach einer Reinigung etwa 14° unter dem Ausgangswert. Tabelle 7 zeigt deutlich, dass die in diesem Fall zweiwöchige Liegezeit bei den Titanprüfkörpern wieder zu einem Anstieg der Kontaktwinkel sogar über jene vor dem Reinigungsvorgang hinaus führt, während die Anatasoberflächen innerhalb der zweiwöchigen Liegezeit ihren Ausgangswert nicht wieder erreichen. Rupp et al. konnten 2010 zeigen, dass der Anstieg des Kontaktwinkels auf Anatasprüfkörpern liegezeitabhängig steigt und nach etwa 80 Tagen ein Maximum erreicht; zwischen dem achten und 40. Messtag lagen die Messwerte im Bereich von $35\text{-}50^\circ$, was gut mit den in dieser Arbeit ermittelten Kontaktwinkeln übereinstimmt (Rupp et al. 2010). Die Aktivierbarkeit der Anatasprüfkörper zeigt sich in den signifikant um durchschnittlich 46° auf Werte unter 5° gesunkenen Kontaktwinkeln, während die UV-Belichtung auf die unbeschichteten Titanoberflächen keinen nennenswerten Effekt hatte.

Bei der Beurteilung von eventuell durch Verschleißvorgänge bedingten Funktionseinschränkungen wurden im Rahmen dieser Arbeit nur jene Prüfkörper als zumindest funktionstüchtig angesehen, die entweder nach der abschließenden Kontaktwinkelmessung Kontaktwinkel erzeugten, die sich nicht signifikant von den Kontaktwinkeln unbearbeiteter, UV-aktivierter Proben unterschieden oder Werte unter 10° zeigten; zumindest teilweise funktionsfähig waren solche Oberflächen, bei denen gemessenen Kontaktwinkel im Bereich

unter 15° lagen oder aber eine signifikante Abnahme des Kontaktwinkels von mindestens 30° zeigten.

Die direkten Auswirkungen des Bearbeitungsvorgangs auf die Anatasproben waren in dieser Arbeit durch eine Kontaktwinkelmessung unmittelbar nach Bearbeitung ohne eine UV-Aktivierung nicht ausreichend beurteilbar; die starke Abnahme der Kontaktwinkel nach der PROPHYflex® Pulverbearbeitung könnte durch reinigende Effekte verursacht worden sein. Ein verändertes Benetzungsverhalten durch Pulverrückstände erscheint im Hinblick darauf, dass die Bearbeitung mit PROPHYpearls® keine derartigen Abweichungen zeigte und hier ebenfalls Rückstände zu erwarten gewesen wären, unwahrscheinlich. Dass die PROPHYpearls® keine derartigen Effekte auf die Oberfläche hatten könnte durch eine im Vergleich geringere Reinigungswirkung oder andere physikochemische Eigenschaften der Pulverrückstände (Calciumkarbonat im Gegensatz zu Natriumbikarbonat) bedingt sein.

Deutlich zu erkennen waren die Effekte der Bearbeitung dann nach der UV-Belichtung, die nur bei den mit diamantierten Schleifkörpern und abrasiven Polierkelchen bearbeiteten Proben nicht zu signifikanten Abnahmen des Kontaktwinkels führte. Hier kann davon ausgegangen werden, dass eine Funktionsfähigkeit der Beschichtung nicht mehr gegeben war. Es war allerdings notwendig, den eventuellen Einfluss einer durch die Bearbeitung hervorgerufenen Verunreinigung auf diese Ergebnisse einzuschätzen, weswegen die Prüfkörper einer nochmaligen Reinigung unterzogen wurden. Dass die meisten Anatasproben direkt nach diesem Reinigungsvorgang auch in bearbeitetem Zustand geringere Benetzungswinkel auswiesen als in ungereinigtem Zustand vor Bearbeitung zeigt nochmals den starken Effekt von Verunreinigungen auf die Benetzbarkeit dieser Oberflächen. Da davon auszugehen war, dass die Reinigung wie bereits für unbearbeitete Prüfkörper gezeigt eine Abnahme der Kontaktwinkel bedingen würde, wurde die nächste Messung erst nach einer erneuten Liegezeit durchgeführt, die dann bei fast allen Prüfkörpern auch zu signifikanten Zunahmen der Kontaktwinkel führte. Bis auf die diamantierten Schleifkörper kam es bei der nachfolgenden UV-Aktivierung auch zu größtenteils signifikanten Werteabnahmen. Um den

Einfluss von Verunreinigungen zu prüfen wurden die Werte nach UV-Belichtung vor und nach Reinigung verglichen (siehe auch Abbildung 16), wobei auffiel, dass besonders bei den rotierenden Verfahren, also Brownie[®], Greenie[®], rot und gelb diamantierten Schleifkörpern sowie Pro-Cup[®], und den PROPHYpearls[®] signifikant geringere Kontaktwinkel nach Reinigung auftraten. Das bedeutet, dass es auf diesen Oberflächen durch die Bearbeitungsvorgänge zu Verunreinigungen gekommen ist, die erst durch die Reinigungsvorgänge entfernt wurden. Daraus folgt, dass bei Anwendung derartiger Verfahren in vivo ebenfalls mit Verunreinigungen und damit einhergehenden Funktionseinschränkungen zu rechnen ist.

Im Gegensatz zu den Anatasprüfkörpern, bei denen die Effekte der einzelnen Reinigungsvorgänge und Belichtungen im Rahmen der Messungen eindeutig nachzuweisen waren, ergab sich für die Titanprüfkörper über die einzelnen Messreihen hinweg ein recht gleichförmiges Bild. Als wesentlicher Befund fällt dabei auf, dass bei einem Vergleich der Werte der Titanprüfkörper nach der zweiten UV-Aktivierung mit denen direkt nach der Reinigung der Prüfkörper die Kontaktwinkel nach UV-Aktivierung höher ausfallen als nach der Reinigung, dies teilweise sogar beträchtlich; der hydrophobierende Effekt der Liegezeit kann hier also nicht durch eine Aktivierung kompensiert werden. Dieses auch als Ageing bezeichnete Phänomen wird auf herkömmlichen Titanoberflächen ebenso wie auf Anatas beobachtet. Es ist bekannt, dass dabei die gleichen Mechanismen ursächlich sind, also vornehmlich die zeitabhängige Bildung eines aus molekularen Verunreinigungen, vor allem Kohlenverbindungen, bestehenden Films (Schwarz et al. 2007a). Die Messungen der vorliegenden Arbeit zeigen weiterhin, dass diese Effekte auf Titan durch die angewandte Bestrahlungsdauer und -Intensität nicht beeinflussbar sind, während dies anderen Autoren mit wesentlich längeren Belichtungszeiten und höheren Strahlungsenergien gelang (s.u.).

Der Vergleich zwischen den jeweils nach den UV-Bestrahlungen gemessenen Werten zeigt nur im Fall von Metallkürette, SONICflex[®] Implant und PROPHYflex[®] Pulver signifikante Unterschiede, welche im Fall der beiden erstgenannten Methoden vermutlich auf die Reinigung zurückzuführen sind;

allerdings nahmen im Fall des PROPHYflex® Pulver die Werte zu, ähnliches war in der Tendenz auch für das andere Pulverstrahlverfahren sowie die Politur mit Polierkelch und Paste zu beobachten, so dass sich die Frage stellt, ob durch den Reinigungsvorgang nicht ausreichend entfernte Rückstände die Rehydrophobierung der Oberflächen beschleunigen oder verstärken können. Derartige Effekte wurden für Anatas nicht beobachtet, was den Schluss nahelegt, dass hier die Wirkung der UV-Belichtung die der Reinigung übertrifft. Relevant ist dies besonders im Hinblick darauf, dass der in dieser Arbeit angewandte Reinigungsvorgang mit 70%iger Isopropanollösung und Ultraschallbad im Patientenmund natürlich nicht durchgeführt werden kann. Zur abschließenden Bewertung der Funktionsfähigkeit der Anatasschicht sowie der Verschleißeffekte auf die Benetzbarkeit der Titanoberfläche müssen die Werte vor Bearbeitung und nach der 2. UV-Belichtung betrachtet werden (Abbildung 63).

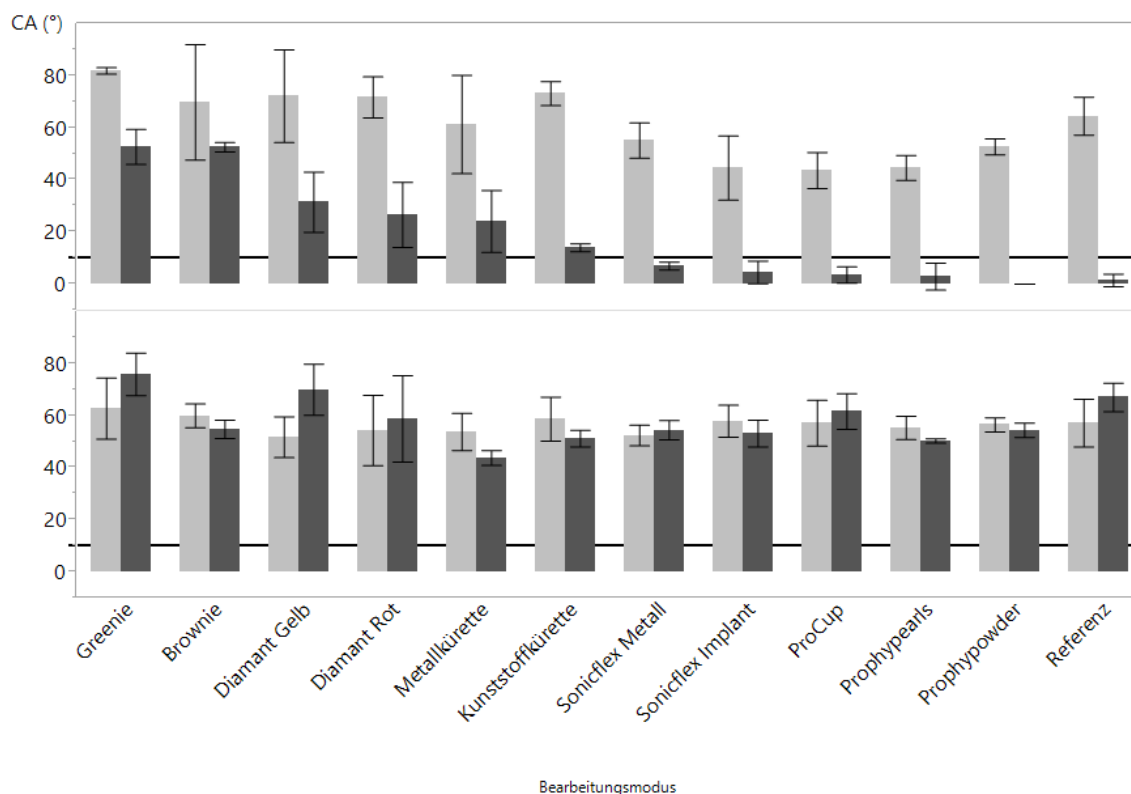


Abbildung 63: Kontaktwinkel vor Bearbeitung (grau) und nach zweiter UV-Belichtung (dunkelgrau), nach Bearbeitungsmethoden. Oben: Anatas, Referenzlinie bei 10°. Unten: Titan, Referenzlinie bei 10°. Korrekturbalken: Standardabweichung.

Dabei wird zum einen deutlich, dass die Politur mit Brownie[®] und Greenie[®] zu einem Funktionsverlust der Oberflächen geführt hat. Die gemessenen Kontaktwinkel nach Belichtung waren im Vergleich zu den anderen Bearbeitungsmethoden die höchsten, auch wenn sich beim Greenie[®] ein im Vergleich zu den vorher gemessenen Werten deutlich niedrigerer Wert einstellte, was eventuell durch die im REM noch vereinzelt sichtbaren Anatasreste in vom weniger abrasiven Greenie[®] nicht erreichten Rillen der Oberfläche bedingt sein könnte. Auch für die Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern und Metallinstrumenten ergaben sich niedrigere Werte nach der UV-Belichtung. Im Fall der diamantierten Schleifkörper lagen die erzielten Kontaktwinkel jedoch über dem superhydrophilen Bereich, auch die Abnahme war deutlich geringer als die in den Kriterien dieser Arbeit festgelegten 30°, so dass hier von einem Funktionsverlust ausgegangen werden kann. Im Fall der Metallinstrumente zeigt sich jedoch eine Restaktivität, wobei die Metallkürette eine bessere Aktivierbarkeit, die Metallspitze im Schallscaler niedrigere finale Kontaktwinkel unterhalb des Grenzwerts von 10° aufweist, folglich also für die Metallkürette eine partielle, für die Ultraschallspitze sogar eine ausgeprägtere Aktivität der Beschichtung festgestellt werden kann. In diesem Zusammenhang muss aber als potentielle Fehlerquelle bedacht werden, dass sich der im Rahmen der Kontaktwinkelmessung aufgebrauchte Tropfen auf großflächig aufgerauten Oberflächen nicht gleichmäßig verteilt und daher, neben der Ausbreitung entlang der von der Kamera erfassten Bildachse, ebenso dazu tendiert, seitlich von der Aufnahme-richtung der Kamera weg in die erzeugten Unebenheiten auszufließen. Die Absolutwerte der Messung sind folglich mit einer gewissen Unsicherheit bedacht. Dies ändert jedoch nichts an der Tendenz einer noch zumindest teilweise vorhandenen Aktivität, die besonders im Vergleich zu den Titanproben ersichtlich ist.

Ein ähnliches Bild ergab sich für die Kunststoffküretten und die Kunststoffspitze des Ultraschallgeräts. Auch hier findet sich beim Handinstrument eine deutliche Aktivierbarkeit, die jedoch den superhydrophilen Bereich nicht ganz erreicht, während die Anwendung des Schallscalers die Funktion der Beschichtung nicht beeinträchtigt. Dies gilt auch für die Pulverstrahlverfahren und die Politur mit

Polierkelch und Paste, deren Benetzungswerte denen der unbearbeiteten Referenz gut entsprechen. Dabei sei hier nochmals darauf hingewiesen, dass die Messung von sehr kleinen Kontaktwinkeln zu Ungenauigkeiten führt, weshalb sehr kleine Werte deutlich unter 5° in dieser Arbeit als 0° angegeben wurden.

4.2.4 Topographische Beurteilung der Oberflächen

4.2.4.1 Unbearbeitete Prüfkörper

Beide Prüfkörperoberflächen waren mit Ra-Werten unter $0,2 \mu\text{m}$ als glatt einzustufen. Die Titanoberfläche erschien sowohl mikroskopisch als auch in der Rauheitsanalyse ebenmäßiger, was vermutlich der Politur mit 1200er Körnung zuzuschreiben ist. Die Anatasbeschichtung war bereits makroskopisch erkennbar und zeigte bei der Rauheitsuntersuchung eine unruhigere Oberfläche mit höheren Spitzen (R_p und S_{5p}), höherer Spitzendichte (Sp_d), insgesamt erhöhter Rauhtiefe (R_z) sowie ungleichmäßigerer Materialverteilung (R_{mr} , R_{dc}). Diese Befunde erscheinen im Hinblick auf die Herstellung der Beschichtung verständlich – hier handelt es sich um ein additives Verfahren, dem keine Glättung der Oberfläche mehr folgt, was letztlich zu mehr Unregelmäßigkeiten führt als die gleichmäßige Bearbeitung bei subtraktiven Verfahren wie dem Schleifen der Titanprüfkörper. Dass bei Ra und respektive S_a kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Oberflächen gefunden wurde, stimmt mit den Ergebnissen anderer Studien (Barbour et al. 2009) überein und kann durch die begrenzte Auflösung der Untersuchungsmethoden erklärt werden (Löberg et al. 2010). Die Interpretation der elektronenmikroskopisch sichtbaren rundlichen Strukturen auf den Anatasoberflächen als eigentliche Anatasschicht stimmt gut mit bisher publizierten REM-Aufnahmen überein (Al Qahtani et al. 2015, Sawase et al. 2008). Auch die Oberflächen der unbearbeiteten Titanprüfkörper sind mit denen in anderen Publikationen vergleichbar (Att et al. 2009a, Suketa et al. 2005).

4.2.4.2 Diamantierte Schleifkörper

Die Bearbeitung mit roten und gelben Diamanten führte bei beiden Prüfkörperoberflächen zu einer deutlichen Zunahme der Rauheit. Es konnte weiterhin beobachtet werden, dass Unterschiede zwischen beiden Oberflächentypen bei der Bearbeitung mit dem gröberen Diamantschleifer weniger stark ausfielen als bei der Anwendung des feineren Diamanten. In diesem Fall zeigte die Anatasoberfläche eine deutlichere Rauheitszunahme als die korrespondierende Titanoberfläche, was dafür spricht, dass die Anatasschicht stärker durch diese Bearbeitungsmethode angegriffen wird als die Reintitanoberfläche. Dass für den gröberen Schleifer kaum Unterschiede bestehen lässt darauf schließen, dass hier ein kompletter Abtrag der Oberfläche bis auf die Titanschicht stattgefunden hat, auf der dann letztlich ähnliche Rauheitswerte erzeugt wurden wie auf dem Titanprüfkörper. Der feinere Schleifer hingegen hat die Anatasschicht stärker angegriffen als die Titanprobe. Dies könnte auf eine mögliche zusätzliche Schleifwirkung von abgelösten TiO_2 -Nanokristalliten zurückzuführen sein; eine andere mögliche Erklärung wäre eine erhöhte Vulnerabilität der Anatasschicht aufgrund geringerer Härte.

Die Ergebnisse der topographischen Analyse korrelieren mit den qualitativen Befunden, die ein ausgeprägtes Verschleißmuster und, im Fall von Anatas, einen deutlichen Verlust an Beschichtung zeigen, wenngleich sich immer wieder Inseln mit unbearbeiteter Oberfläche fanden, die vermutlich die Ursache dafür sind, dass auch die bearbeitete Anatasfläche zumindest in geringem Maße UV-aktivierbar bleibt. Bei beiden Verfahren wird jedoch, neben erhöhten Sdq - und Vvc -Werten, eine Rauhtiefe von zwischen 1 und 2 μm erreicht, so dass hier prinzipiell gute Voraussetzungen für eine erneute Osseointegration bestehen könnten (Wennerberg und Albrektsson 2009).

Erhöhte Werte von Rdq sprechen zusätzlich für eine Aufrauhung der Oberflächen, was durch im Vergleich zur Referenzfläche deutlich erhöhte Werte für Vvc und Sdq , im Fall des gelben Diamanten zusätzlich Sdr , gestützt wird

4.2.4.3 Polierer

Auch hier reagierten beide Oberflächen unterschiedlich: Während die Anatasprüfkörper durch alle Polierverfahren eine signifikante Glättung des Oberflächenprofils erfuhren (mit Pro-Cup[®] allerdings am wenigsten ausgeprägt), wurden die Titanprüfkörper vor allem durch die Bearbeitung mit dem Brownie[®] geglättet. Auch hier finden sich also Anzeichen einer vermehrten Labilität der Anatasschicht, was mikroskopisch auch durch die nicht mehr nachweisbare Anatasschicht sowie den benetzungstechnisch gemessenen Funktionsverlust der Prüfkörper unterstützt wird. Allerdings ergaben diese Messungen auch, dass die Anatasschicht bei den mit Pro-Cup[®] bearbeiteten Prüfkörpern noch funktionsfähig und vorhanden war. Dies lässt den Schluss zu, dass eine mögliche Glättung hier entweder nur sehr oberflächlich stattgefunden haben oder sogar auf noch bestehenden Verunreinigungen basieren könnte.

Im Fall der Titanprüfkörper zeigte sich, dass vor allem der Brownie[®] eine Politur der Oberfläche mit abnehmenden Tal- und Spitzentiefen und damit, wie auch am abnehmenden Wert für Rdq zu erkennen, eine Glättung verursacht, was im Hinblick auf die Anwendung des Polierers zur Vorphitur verständlich wird; dass die Bearbeitung mit Greenie[®] und Pro-Cup[®] bei diesen Parametern keine signifikanten Unterschiede zwischen der mit 1200er Körnung geglätteten Referenz erzeugt spricht für die Unempfindlichkeit von Titanflächen gegenüber derartigen Maßnahmen. Auffällig ist jedoch, dass Ra und Rq von Brownie[®], Greenie[®] und Referenzplättchen sich nicht signifikant unterscheiden, so dass hier zwar die Struktur der Oberfläche im Hinblick auf das Ausmaß der Mittenlinienabweichungen beeinflusst wird, die Gesamtrauheit jedoch im Wesentlichen gleich bleibt. Dies zeigt nochmals eindrücklich, dass die alleinige Angabe von Ra- bzw. Sa-Werten, wie sie auch heute noch die Regel ist, nicht ausreicht, um die untersuchte Oberfläche zu beschreiben.

Weiterhin kam es besonders durch die Bearbeitung mit dem Brownie[®] zu einem Verdrängen bzw. Verschmieren der Materialoberfläche, wie sie beispielsweise in Abbildung 56 als leichte Vorwölbung der Oberfläche über die sichtbare Riefe hinweg zu erkennen ist, was nochmals die Invasivität dieses Verfahrens verdeutlicht.

4.2.4.4 Handinstrumente

Hier führte besonders die Bearbeitung mit dem Metallscler zu sichtbaren Verschleißspuren auf der Oberfläche, die auch mit dem Visiometer und der Rasterelektronenmikroskopie gut erkennbar waren. Die Rauheit der Oberfläche nahm bei diesen Proben stark zu, ebenso die Werte für Täler, Spitzen und, mit R_dq , die Gesamtrauheit. Es konnte zusätzlich gezeigt werden, dass diese Wertzunahmen bei Anatas deutlicher ausgeprägt waren als bei Titan, was erneut auf eine geringere Widerstandsfähigkeit der Beschichtung gegen diese Instrumentierung spricht. Elektronenmikroskopisch sichtbar ist zusätzlich, dass die Arbeitszüge das Material zwar bis zur Titanschicht abtragen, die Oberfläche aber nicht einheitlich bearbeitet wurde, so dass auch in diesem Fall Inseln mit Anatasresten bestehen bleiben. Diese noch erhaltenen Flächen, sowie das weiter oben bereits besprochene kapillare Ausfließen des Tropfens in die durch die Arbeitszüge entstandenen Rillen, sind als ursächlich für die in der Benetzungsmessung noch erhaltene Funktion der Prüfkörper anzusehen. Der jeweilige Anteil dieser beiden Phänomene am gemessenen Effekt ist im Rahmen dieser Arbeit nicht eindeutig zu bewerten.

Demgegenüber bewirkt auch die Kürettage mit Kunststoffspitzen eine Veränderung der Oberfläche, wie an den verschiedenen signifikant erhöhten zweidimensionalen Rauheitsparametern erkennbar ist. Auch im Visiometer sind leichte Bearbeitungsspuren erkennbar, die jedoch auf der Ebene des Elektronenmikroskops nicht ihre Entsprechung finden, so dass hier zwar eventuell eine leichte Veränderung der Mikrotopographie, beispielsweise durch die Verringerung der Spitzendichte oder eine leichte Erhöhung von V_{vc} , vorliegt, die sich jedoch nicht auf das Vorhandensein der Schicht auswirkt – sie könnte aber der Grund dafür sein, dass die mit ImplacareTM bearbeiteten Oberflächen trotz sehr guter Restaktivierbarkeit nicht mehr den superhydrophilen Zustand erreichen. Diese Veränderungen können über einen Verschleiß des Kunststoffinstruments selbst erklärt werden. Es ist bekannt, dass die Bearbeitung von Titan mit Kunststoffinstrumenten zu Ablagerungen auf der jeweiligen Oberfläche führen kann (Yang et al. 2015).

Die Befunde für die Titanprüfkörper korrelieren gut mit denen in der Referenzliteratur (siehe dazu auch Tabelle 1), auch wenn ein Vergleich der Absolutwerte der erzeugten Rauheit aufgrund der zum Teil fehlenden Angaben zur Ermittlung der Ra-Werte (wie beispielsweise Messstrecke und Größe des Filters) nicht eindeutig möglich ist.

Hier kam es durch die Metallkürette zu einem deutlichen Materialabtrag, während die Kunststoffkürette wie bei den Anatasprüfkörpern zwar eine Veränderung der Rauheitsparameter, nicht aber des rasterelektronenmikroskopischen Bildes nach sich zog. Allerdings waren hier wie auf der Anatasoberfläche Schlieren zu erkennen, die auf Kunststoffreste hindeuten könnten, aber kein eindeutiges morphologisches Korrelat in den elektronenmikroskopischen Aufnahmen fand.

4.2.4.5 Schallscaler

Ähnlich wie bei den Handinstrumenten ergaben sich für die beiden SONICflex[®]-Aufsätze deutliche Unterschiede. Die Metallspitze führte bei beiden Oberflächen zu einer deutlichen Aufräuhung, verbunden mit einem Abtrag an Material (R_{mr} sank). Anders als bei den Handinstrumenten erfuhr hier jedoch die Titanschicht die deutlicheren Veränderungen; dies ist eventuell durch die auch im Rasterelektronenmikroskop erkennbare, einem Schmieren ähnliche laterale Verdrängung des Materials begründet, die bei der Anatasschicht deutlicher vorlag und dadurch zu weniger scharf abgegrenzten Defekten an der Oberfläche führte. Die bearbeitete Fläche selbst zeigt dabei eine Abfolge schmaler Rillen, die teilweise von aufgeworfenem Material überdeckt werden und vermutlich eine Folge der Schwingungsbewegung der Instrumentenspitze darstellen. Auch hier war es wieder problematisch, die Oberfläche komplett zu bearbeiten - die makro- und mikroskopisch sichtbaren verbliebenen Inseln erhaltenen Anatas sind sicherlich ein Grund für die guten Benetzungswerte. Dazu beigetragen haben könnte auch hier ein laterales Ausfließen des Tropfens entlang der Bearbeitungsspuren, allerdings hätte in diesem Fall auch die Titanoberfläche geringere Benetzungswinkel zeigen müssen, was nicht der Fall war. Eine Abspregung der Anatasschicht, wie sie von Ruhling et al. im Fall von

Hydroxylapatit-beschichteten oder TPS-Implantaten berichtet wurde (Ruhling et al. 1994), konnte bei der Anatasschicht nicht beobachtet werden. Auch andere Autoren (Mengel et al. 2004, Vigolo und Motterle 2010) berichten über deutliche Arbeitsspuren und Rauheitszunahmen bei der Bearbeitung mit SONICflex® in Kombination mit Metallspitzen.

Die SONICflex® Implant-Spitzen führten zwar zu Abweichungen bei einzelnen Rauheitsparametern, wobei dies bei der Anatasoberfläche bei mehr Parametern der Fall war als bei den Reintitanprüfkörpern, letztlich konnte allerdings keine signifikante Veränderung der Gesamtrauheit dieser Oberflächen durch das Spitzensystem nachgewiesen werden. Dies korreliert mit den makro- und mikroskopischen Befunden, in denen zwar makroskopisch Arbeitsspuren im Sinne von einzelnen Riefen, jedoch mikroskopisch kein Verlust von Anatas nachgewiesen werden konnte. Auch die Benetzungsmessungen zeigten, dass sich das Benetzungsverhalten der Oberflächen nicht änderte – Anatas zeigte hier mit durchschnittlich 4,6° eine deutliche Superhydrophilie.

Die erhobenen Befunde korrelieren gut mit denen von Schmage und Kollegen (Schmage et al. 2012), wobei auch einige andere Studien aufzeigen konnten, dass die Bearbeitung mit einer Ultraschallkunststoffspitze die Oberfläche nicht beschädigt (siehe dazu wieder Tabelle 1), allerdings wurden auch hier Kunststoffreste auf den bearbeiteten Oberflächen nachgewiesen (Yang et al. 2015).

4.2.4.6 Pulverstrahlverfahren

Die Anwendung von PROPHYflex® Pulver führte bei beiden Prüfkörpertypen zu einem Absinken von Rdq, was für ein leicht glatteres Erscheinungsbild der Oberfläche spricht, das sich elektronenmikroskopisch jedoch nicht bestätigen lässt. Es fanden sich, vor allem bei Titan, allerdings auch innerhalb der Rauheitsmessungen, Hinweise auf Ablagerungen an der Oberfläche – so war Rmr erniedrigt, Rp, RPc und RSm jedoch erhöht. Dies stimmt mit den elektronenmikroskopisch sichtbaren, trotz Probenreinigung noch vorhandenen Pulverresiduen überein. Auf die Gesamtrauheit und Funktion der Oberfläche

hatte dies jedoch keinen Einfluss, wie die übrigen Rauheitsparameter sowie die noch vorhandene Superhydrophilie zeigen.

Die Anwendung von PROPHYpearls® führte bei den beiden untersuchten Oberflächen zu einer Glättung, die sich in signifikant geringeren Werten für Ra, Rq, Rdq, Rp und RSm (bei Titan zusätzlich Rdc und Rz) zeigt. Die Oberflächen wiesen dabei rasterelektronenmikroskopisch ähnliche Pulverresiduen wie die mit PROPHYflex® Pulver bearbeiteten Prüfkörper auf; auch hier ergaben sich keine Hinweise auf eine Veränderung oder einen Verlust der Anatasbeschichtung. Dem gegenüber steht das Fehlen signifikanter Unterschiede zu den jeweiligen Referenzoberflächen bei den dreidimensionalen Parametern, was zum einen dadurch begründet werden kann, dass die verwendeten Parameter sehr kleine Pulverresiduen vermutlich nicht aufspüren können; andererseits muss diesbezüglich auch eine durch die relativ geringe Probenzahl bedingte Schwäche der Signifikanztests als Ursache in Betracht gezogen werden.

Auch die noch erhaltene Funktion der Anataschicht spricht gegen einen Verschleiß der Oberfläche. Dass die Titanprüfkörper nach der ersten Reinigung und UV-Bestrahlung deutlich geringere Kontaktwinkel aufwiesen als zuvor, ist vermutlich mit an der Oberfläche verbliebenen Pulverrückständen oder dem Reinigungsvorgang verbunden – nach der zweiten UV-Bestrahlung lagen die gemessenen Werte wieder im Ausgangsniveau.

Aktuelle Studien zu Pulverstrahlverfahren stufen diese ebenfalls als nicht invasiv und zur Reinigung von Implantatoberflächen geeignet ein (Mengel et al. 2004, Schmage et al. 2012). Einige ältere Studien wurden mit invasiveren Geräten und Pulvern betrieben und kommen daher zu gegenteiligen Ergebnissen (Matarasso et al. 1996), allerdings existieren auch ältere Studien mit Prophylaxepulvern, die diese als unproblematisch einstufen (Dennison et al. 1994, Homiak et al. 1992, Rapley et al. 1990). Hier muss allerdings erwähnt werden, dass nur die bereits erwähnte Arbeit von Mengel aus dem Jahr 2004 mit der auch in dieser Arbeit eingesetzten Kombination von PROPHYflex® und Natriumbicarbonatpulver durchgeführt wurde. Die anderen Studien wurden mit Pulvern und Geräten anderer Hersteller durchgeführt, die sich letztlich in

eingesetztem Druck, Wasseranteil des Sprays sowie der Zusammensetzung der Pulver unterscheiden, was beim direkten Vergleich bedacht werden muss.

4.2.5 Einfluss der Messfeldgröße auf die Rauheitsmessung

Die Rauheitsanalyse wurde in dieser Arbeit an zwei verschiedenen großen Messfeldern durchgeführt: Zum einen an einem zentral im bearbeiteten Bereich des Prüfkörpers liegenden $3 \times 3 \text{ mm}^2$ großen Areal, zum anderen am kompletten Messfeld mit $9 \times 3 \text{ mm}^2$ Ausdehnung.

Die Analyse der einzelnen Werte zeigte dabei, wie bereits weiter oben beschrieben, signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messfeldern, aber auch zwischen den Prüfkörpertypen: Zwar waren die Effekte der Bearbeitungsmethoden beim kleineren Messfeld meist ausgeprägter, was im Hinblick auf die Tatsache, dass im größeren Messfeld ein höherer Anteil unbearbeiteter Oberfläche in die Analyse eingeschlossen wurde, durchaus sinnvoll erscheint, jedoch waren diese Unterschiede im Fall der Titanprüfkörper deutlich weniger ausgeprägt und auf die invasiven, großflächig materialabtragenden Methoden (diamantierte Schleifkörper, SONICflex[®] mit Metallspitze) beschränkt.

Die Anatasoberfläche zeigt hingegen nicht nur bei allen auch makroskopisch mit Materialabtrag einhergehenden Methoden deutliche signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messfeldern, sondern auch bei Brownie[®]s und Greenie[®]s, die ebenfalls als Glättung materialentfernend wirksam waren. Es fällt weiterhin auf, dass der Vergleich bei den nicht-invasiven Methoden (Implacare[™], SONICflex[®] Implant, Pro-Cup[®] und Pulverstrahl) keine derartigen signifikanten Unterschiede zeigt, was wiederum die Interpretation zulässt, dass hier aufgrund der fehlenden Unterschiede zwischen den beiden Messfeldern auch kein oder ein nur sehr geringer Verschleiß vorliegt.

4.2.6 Bewertung der Hydrophilie

Anatas zeigt, wie im Rahmen dieser und anderer Arbeiten (Hashimoto et al. 2005, Rupp et al. 2010) gezeigt werden konnte, nach UV-Bestrahlung

superhydrophile Eigenschaften, wobei diese nicht von der Erzeugungsmethode der untersuchten Schicht abhängen. Auch durch Wärmebehandlung erzeugtes Anatas ist beispielsweise wesentlich besser benetzbar als normales Titandioxid (Kern et al. 2005).

In den letzten Jahren wurden sowohl hydrophobe als auch hydrophile Implantatoberflächen intensiv beworben, untersucht und klinisch eingesetzt (Gittens et al. 2014, Rupp et al. 2011), wobei die Einführung hydrophiler Eigenschaften auf eine Oberfläche besonders gut an SLActive[®], der hydrophilen Variante der SLA[®]-Oberfläche, zu beobachten ist (Rupp et al. 2006). Wie bereits weiter oben besprochen, wird bei dieser Oberfläche der Rehydrophobierung durch Lagerung in einer wässrigen Flüssigkeit begegnet, wodurch sie auch vor Implantation superhydrophile Eigenschaften aufweist. Im direkten Vergleich zeigt sich für SLActive[®] eine bessere initiale Einheilung und Knochenbildung (Buser et al. 2004, Coelho et al. 2009, Lang et al. 2011b, Schwarz et al. 2007a), während sich nach einigen Wochen hinsichtlich der Knochenformation keine Unterschiede mehr bei diesen Oberflächen ergeben. Dies deutet darauf hin, dass eine initiale Hydrophilie besonders die frühe Einheilung beeinflusst. Daraus folgt, dass auch eine Reosseointegration durch die Hydrophilie der Oberfläche positiv beeinflusst werden könnte, wozu allerdings nach bestem Wissen des Autors bisher keine Studien existieren.

Allerdings weisen die SLActive[®]-Oberflächen gegenüber dem herkömmlichen SLA[®] laut Wennerberg und Kollegen einige Unterschiede in der Nanotopographie auf (Wennerberg et al. 2011), so dass die Attributierung der besseren Osseointegration allein auf die hydrophilen Eigenschaften eventuell eingeschränkt werden muss, da Nanotopographie und Hydrophilie sich wie erwähnt gegenseitig beeinflussen. Hier sei nochmals darauf hingewiesen, dass klinisch im langfristigen Behandlungserfolg zwischen SLA[®]- und SLActive[®]-Implantaten keine signifikanten Unterschiede bestehen (Wennerberg et al. 2011).

Wie bereits unter 1.5 dargelegt gibt es keine eindeutigen Aussagen zur Plaqueanlagerung hydrophiler Oberflächen. Neben den schon genannten Arbeiten konnten beispielsweise Amoroso et al. keine Unterschiede zwischen

hydrophilen und hydrophoben Oberflächen nachweisen (Amoroso et al. 2006), wobei die untersuchten Kontaktwinkel in dieser Arbeit über Werten von 20° in der dynamischen Messung lagen, also gar keine superhydrophilen Flächen untersucht wurden. Im Zusammenhang mit diesen Studien muss weiterhin bedacht werden, dass die gemessenen statischen Kontaktwinkel stark von der Tropfengröße abhängig sind, da mikrostrukturierte Oberflächen Luft unter dem Tropfen einschließen (Gittens et al. 2013). Die in dieser Arbeit eingesetzte Tropfengröße von $2 \mu\text{l}$ hat sich bewährt und kann als guter Mittelweg angesehen werden.

Vor diesem Hintergrund und im Hinblick auf die bereits erwähnte Studie von Lorenzetti et al., die eine verminderte Plaquebildung auf Anatas neben der Nanostruktur vor allem auch auf die Hydrophilie zurückführt (Lorenzetti et al. 2015), erscheint es sinnvoll, für die klinische Anwendung solche Bearbeitungsmethoden zu empfehlen, die die Benetzbarkeit der Oberfläche nur wenig beeinflussen (s.u.).

4.2.7 Bewertung der erzeugten Rauheit

Bereits zu Beginn der 90er Jahre konnte gezeigt werden, dass eine niedrige Rauheit in Verbindung mit niedriger Oberflächenenergie zu geringer Plaqueanlagerung führt (Quirynen et al. 1990). Als Folge dessen haben Bollen et al. im Jahr 1996 einen Ra-Wert von $0,2 \mu\text{m}$ als Grenzwert für die Anlagerung von Plaque postuliert (Bollen et al. 1996). Ihren Angaben zufolge können auch R_{tm} bzw. Sm als Abstandsparameter einen Hinweis auf die Möglichkeit einer Bakterieneinlagerung geben, wobei dazu keine weiteren Studien vorliegen. Rimondini et al. haben kurz darauf einen Ra-Wert von $0,09 \mu\text{m}$ als unbedenklich eingestuft, wobei in der entsprechenden Studie kaum Unterschiede zu einer Probe mit einem Ra von $0,2 \mu\text{m}$ bestanden (Rimondini et al. 1997). Auch wurde in der Studie von Rimondini et al. der Effekt der jeweiligen Glättung auf die Anlagerung der periimplantären Weichgewebe untersucht, während Bollen et al. bei niedrigerer Rauheit tiefere Taschen feststellten. Gleiches gilt für eine Arbeit von Amoroso et al. aus dem Jahr 2006 (Amoroso et al. 2006), in der auch Ra-Werte im Bereich von $0,03 \mu\text{m}$ empfohlen

wurden und bei Ra-Werten von mehr als $0,15 \mu\text{m}$ keine Unterschiede mehr im Wachstum von *P. gingivalis* nachgewiesen werden konnten. Der wahre Wert für die Oberflächenrauheit, die eine Plaqueanlagerung möglichst wenig begünstigt und gleichzeitig die Anlagerung von Weichgewebe nicht negativ beeinflusst liegt sicherlich innerhalb des geschilderten Bereichs von $0,03 \mu\text{m}$ bis $0,15 \mu\text{m}$. Da jedoch aufgrund der Befunde der geschilderten Arbeiten davon ausgegangen werden kann, dass er nicht über $0,2 \mu\text{m}$ zu erwarten ist, wird in der folgenden Betrachtung dieser Wert als Obergrenze beibehalten.

Abbildung 64 zeigt die erzeugten Ra-Werte für die jeweiligen Bearbeitungsmethoden. Dabei wird deutlich, dass besonders die Metallinstrumente die Oberfläche stark aufgeraut haben, wobei die Effekte bei Anatas stärker ausgeprägt zu sein scheinen als bei Reintitan, was bereits weiter oben auf eine möglicherweise geringere Härte oder höhere Plastizität der Beschichtung zurückgeführt werden könnte. Dennoch liegen die dadurch erzeugten Ra-Werte im Bereich von $1-2 \mu\text{m}$ und folglich in einem für die Osseointegration günstigen Bereich.

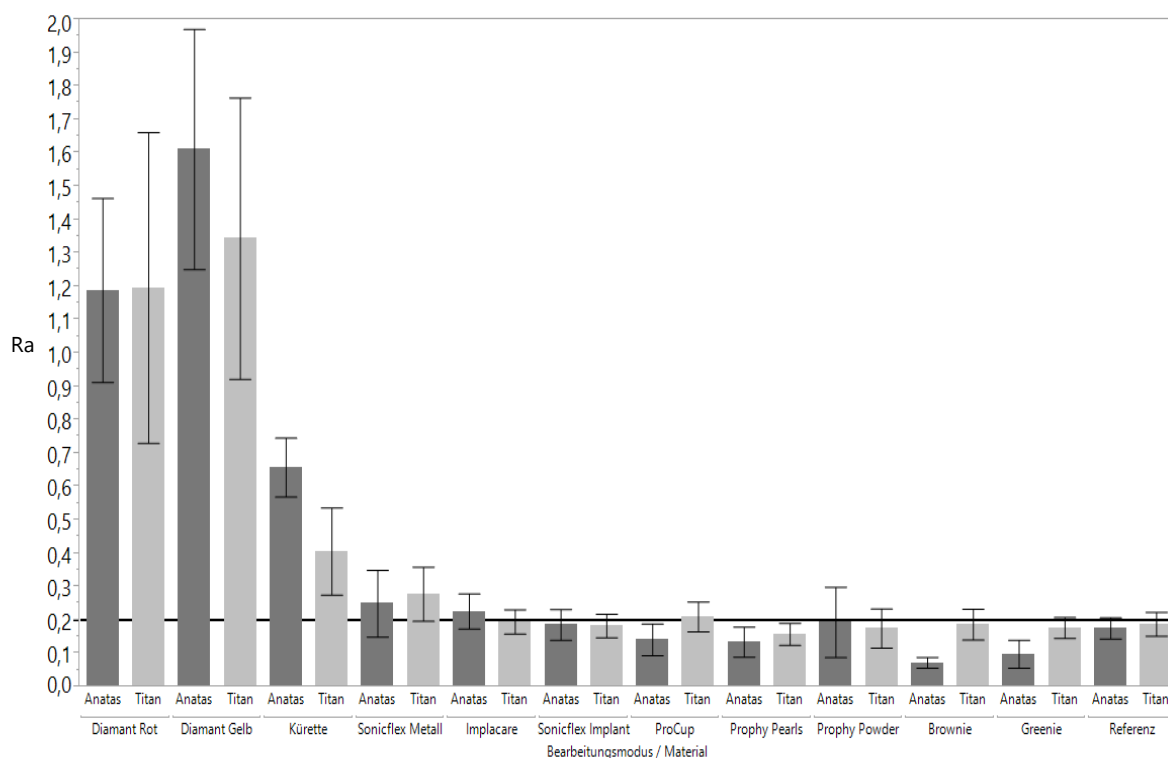


Abbildung 64: Ra-Werte (μm) mit Standardabweichung nach Bearbeitungsmethode und Material. Referenzlinie: Obergrenze für Plaqueanlagerung, siehe Text.

Es fällt weiterhin auf, dass die Veränderung des Ra-Wertes beim Schallscaler mit Metallspitze deutlich schwächer ausgeprägt ist als bei den anderen Metallinstrumenten. Die mikro- und makroskopisch sichtbare Beschädigung dieser Oberfläche wird in diesem Parameter nicht ausreichend wiedergegeben. Weiterhin fällt auf, dass Brownie® und Greenie® bei der Anwendung auf Anatas zu deutlich glatteren Oberflächen führen, die Rauheit von Titanoberflächen durch diese Methoden aber nicht verändert wird, was wiederum erneut für eine höhere Verletzbarkeit dieser Beschichtung spricht. Auch die Anwendung von PROPHYpearls® und Pro-Cup® führte zu einer leichten Glättung.

Alle letztgenannten Methoden führen jedoch zu Rauheitswerten unter 0,2 µm, so dass davon ausgegangen werden kann, dass hier einer Plaqueanlagerung durch die Bearbeitung nicht erneut Vorschub geleistet wird. Im Fall der Kunststoffinstrumente trifft dies auf das Handinstrument nicht ganz zu, wobei die Ra-Wertveränderung hier eventuell durch Residuen auf der Oberfläche hervorgerufen wird.

Im Hinblick auf die Implantoplastik zeigt sich hier, dass bei der Bearbeitung von Anatasoberflächen durch den feineren gelben Diamanten mit höherer Rauheit gerechnet werden muss als durch die rotberingten Schleifkörper. Daraus folgt, dass die Anwendung feinerer Diamanten, die mit weniger Materialabtrag und somit höherer Bearbeitungszeit und eventuell kompensatorisch eingesetzten höheren Anpressdrücken einhergeht, die wiederum zu höherer Wärmeentwicklung führen können, kritisch zu hinterfragen ist. Inwieweit sich dies durch die Verwendung von Carbidschneidern, wie sie von Meier et al. verwendet und empfohlen wurden (Meier et al. 2012) ändert, kann im Rahmen dieser Arbeit nicht beurteilt werden. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass eine anschließende Glättung bereits mit dem Brownie® zu einer deutlichen Abnahme von Ra führt, wobei sogar niedrigere Werte als für den Greenie® erreicht werden, so dass die zweistufige Nachpolitur der später über Schleimhautniveau zum liegen kommenden Bereiche in diesem Fall nicht unbedingt notwendig erscheint.

Für die Bewertung einer möglichen Reosseointegration ist wissenswert, dass bei festen Implantaten, die nicht aufgrund von Entzündungen, sondern

beispielsweise aufgrund fehlerhafter Positionierung entfernt wurden, eine Knochen-Implantat-Kontaktfläche von etwa 80% der Oberfläche gefunden wurde (Albrektsson und Johansson 2001), also auch ansonsten gut osseointegrierte Implantate keinen 100%igen Knochenkontakt aufweisen. Es existieren weiterhin keine Hinweise, dass höhere Werte mit besserer Stabilität einhergehen (Albrektsson 2008), so dass eventuell eine auch nur partielle Knochenanlagerung ausreichend sein könnte, um einem Implantat nach Periimplantitistherapie genügend Stabilität zu gewährleisten. Dabei ist im Fall von anatasbeschichteten Implantaten zu bedenken, dass eine Knochenanlagerung an nicht mehr beschichtetes Titan prinzipiell nicht nachteilig sein muss, da Anatas zwar positive Wirkungen auf den Knochenstoffwechsel hat, reines Titan aber auch zahlreiche Gene in diesem Bereich beeinflusst (Arcelli et al. 2007) und so ebenfalls ausreichend neues Gewebe gebildet werden könnte, was durch die verschiedenen bereits zitierten Fallberichte und Studien entsprechend belegt ist (Schwarz et al. 2014c).

In diesem Zusammenhang ist zu bedenken, dass bei einer Implantoplastik zwar das Implantatgewinde entfernt wird, die Invasivität des eingesetzten Schleifers bzw. Schneiders aber dennoch relevant bleibt, da die Oberfläche zwischen den einzelnen Gewinden ja nicht notwendigerweise abgetragen werden muss. Dabei ist bisher unklar, welcher Anteil einer Anatasoberfläche intakt sein muss, um eine ausreichende Aktivität der Schicht zu gewährleisten. Zusätzlich handelt es sich bei den in dieser Arbeit untersuchten Oberflächen um etwa 500 nm dicke Anataschichten. Zwar konnte gezeigt werden, dass 200-500 nm dicke Beschichtungen solchen mit 20-50 μm Dicke im Hinblick auf die erzielte Osseointegration überlegen sind (Coelho et al. 2009), allerdings sind für die photokatalytische Aktivität von Anatas nur Schichten mit einer Dicke von etwa 10 bzw. 5 nm (Luttrell et al. 2014) notwendig, so dass eventuell auch eine unbeabsichtigte Touchierung der Oberfläche während der Bearbeitung ausreichend Substanz zurücklassen könnte, was im Rahmen der vorliegenden Arbeit jedoch bisher nicht bestätigt werden konnte.

Weiterhin ist durch eine UV-Bestrahlung keine Veränderung der Topographie zu erwarten (Ueno et al. 2010), so dass die in Tabelle 11 genannten Werte für

Ra nach Bearbeitung als konstant angenommen werden können. Im direkten Vergleich zeigt sich dabei, dass die erzeugte Rauheit bei Bearbeitung mit dem gelben Diamanten eher in der Nähe von mit CaP beschichteten Implantaten liegt, bei Verwendung des roten Diamanten eher in der Nähe von SLA[®] bzw. SLActive[®]. Die mit Küretten bearbeitete Oberfläche ist deutlich rauer als die vergleichbaren Implantate aus Titan bzw. seinen Legierungen. Die gemessenen Benetzungswinkel sind jedoch deutlich hydrophiler als der Großteil der genannten Beschichtungen. Dabei muss auch bedacht werden, dass eine Erhöhung der Rauheit hydrophobe Oberflächen hydrophober und hydrophile Oberflächen in der Regel hydrophiler macht (Rupp et al. 2004), die Aufrauung einer bereits hydrophilen Oberfläche also nicht notwendigerweise negative Auswirkungen auf die Benetzbarkeit haben muss; da in der vorliegenden Arbeit jedoch keine durch Sandstrahl- oder Ätzwgänge modifizierte Oberfläche mit entsprechender Topographie vorlag, konnten dahingehend keine Vergleiche angestellt werden.

Tabelle 11: Referenzwerte für Ra (Sa) sowie Benetzungswinkel einiger gebräuchlicher Implantattypen, modifiziert nach Le Guehennec et al. Zusätzlich sind die Kennwerte von bearbeiteten Anatasoberflächen angegeben. cpTi= commercially pure titanium. Ti6Al4V=gebräuchliche Legierung für Titanimplantate.

Implantattyp / Bearbeitungsmodus	Rauheit (µm)	Kontaktwinkel (°)
cpTi	Ra=0,22±0,01	55,4±4,1
Ti6Al4V	Ra=0,23±0,01	56,3±2,7
SLA [®]	Sa=1,15±0,05	138,3±4,2
Modified SLA [®] (SLActive [®])	Sa=1,16±0,04	0
Plasmagesprühte HA-Schicht	Ra=1,06±0,21	57,4±3,2
Biomimetische CaP-Schicht	Ra=1,83±0,64	13,4±0,17
Diamant Gelb auf Anatas	Sa= 1,71±0,05 Ra=1,54±0,34	31,54±11,6
Diamant Rot auf Anatas	Sa=1,28±0,23 Ra=1,27±0,27	26,63±12,4
Edelstahlkürette auf Anatas	Sa=0,65±0,05 Ra=0,63±0,07	24,1±11,9

Im Hinblick auf die Vergleichbarkeit mit anderen Nanobeschichtungen muss festgestellt werden, dass hier relativ wenige Studien zum eigentlichen Verschleiß der Oberflächen existieren. Zwar wurde in einigen Arbeiten über ein Abscheren von Beschichtungen durch Kürettage oder Ultraschall mit Metallspitzen berichtet (Augthun et al. 1998, Mengel et al. 2004, Ruhling et al. 1994), wobei die hier untersuchten Beschichtungen aus Hydroxylapatit bzw. Titanitrid vermutlich schwächer an die Titanmatrix gebunden waren als die in dieser Arbeit eingesetzte Anatasschicht, für die bei keinem der untersuchten Verfahren eine Ablösung von der Matrix festgestellt werden konnte. Sollte sich bestätigen, dass auch andere mit modernen Verfahren aufgebraute Nanobeschichtungen ähnlich gute Bindungen zum Trägermedium aufweisen, wären die hier erzielten Ergebnisse eher repräsentativ für derartige Schichten als die genannten älteren Studien. Daraus folgt, dass die Empfehlungen aus dieser Arbeit zumindest teilweise auf diese Beschichtungen übertragbar sein sollten.

4.3 Bewertung der UV-funktionalisierten Oberflächen im Hinblick auf aktuelle Studien

Der Effekt einer UV-Funktionalisierung als mögliche Einflussgröße auf die Implantateinheilung wurde in den letzten Jahren von verschiedenen Autoren vermehrt untersucht. Da dabei häufig ein gemischtes UV-Spektrum eingesetzt wurde, ist es nicht immer möglich, eindeutig zwischen Photokatalyse durch UV-A-Belichtung und UV-C-vermittelte Photolyse zu differenzieren.

Für die UV-Belichtung mit gemischtem Spektrum konnte gezeigt werden, dass auch auf nicht speziell mit Anatas beschichteten Titanimplantaten eine deutliche Steigerung von Bioaktivität und letztlich auch Knochenstabilität erzeugt werden kann (Aita et al. 2009, Att et al. 2009a). Dabei erreicht UV-belichtetes Titan einen deutlich über 95% liegenden Implantat-Knochen-Kontakt und damit wesentlich mehr als die bei 70-80% (Albrektsson und Johansson 2001) liegenden Werte bei unbelichtetem Titan. Durch die Belichtung wird der Knochen bis zu viermal schneller aufgebaut, ist besser mineralisiert und stabiler als bei nicht belichteten Kontrollen (Ueno et al. 2010), was kausal mit einer

durch Belichtung verstärkten Osteoblastendifferenzierung und –proliferation in Zusammenhang gebracht wird (Aita et al. 2009, Att et al. 2009a). Dabei konnte zusätzlich beobachtet werden, dass bei UV-belichteten Implantaten nicht nur die normalerweise beobachtete konzentrische Knochenformation, sondern auch Knochenneubildung in unmittelbarer Implantatnähe stattfand (Ueno et al. 2010). Auch das Ageing von Titan, also der Verlust an Oberflächenenergie durch Kontamination mit Kohlenstoffverbindungen aus der Luft und umgebenden Medien, wird dabei aufgehoben, wie beispielsweise in den bereits zitierten Studien von Att et. al oder von Ueno et al. gezeigt werden konnte. Allerdings wurde in letzterer mit geätzten Oberflächen und sehr langen Belichtungszeiten von 48h bei gemischtem Spektrum gearbeitet, was vermutlich erklärt, warum mit den zehn-minütigen UV-A-Belichtungszeiten in der vorliegenden Arbeit keine solchen das Ageing aufhebenden Effekte auf den Reintitanprüfkörpern erzielt wurden.

Geht man davon aus, dass die in den verschiedenen Arbeiten mit gemischtem UV-Spektrum beobachteten belichtungsvermittelten Effekte neben der direkten Photolyse auch durch die Anatas- und Rutilmodifikationen bedingt sind, liegt der Schluss nahe, dass reine Anatasbeschichtungen mit deutlich kürzeren Belichtungszeiten ähnliche Effekte vermitteln müssten. Att et al. geben in der bereits erwähnten Studie an, dass der Abbau der Kohlenwasserstoffverunreinigungen nicht nur durch die Radikalformation an der Prüfkörperoberfläche, sondern auch durch die UV-C-Strahlung selbst geschieht, also einen photolytischen Effekt darstellt. Dies erklärt, warum der Effekt von UV-A in ihrer Studie nur sehr schwach bzw. gar nicht ausgeprägt ist. Der Mangel an photokatalytischer Aktivität ist in diesem Fall durch den nur geringen Anteil von Anatas auf den nicht speziell beschichteten Titanoberflächen bedingt, so dass auf Anatasdünnschichten bei UV-A-Belichtung andere Aktivitätsspiegel zu erwarten sind.

UV-Belichtung mit gemischtem Spektrum führt auch auf bestimmten ZrO₂-Keramiken zu einer Zunahme der Hydrophilie mit konsekutiver Verbesserung der Bioaktivität von Osteoblasten, wobei zur Auslösung dieses Effekts Energien über 5 MeV nötig sind, also deutlich mehr als für die Aktivierung der

Anatasfraktion. Dieser Effekt beruht auch hier auf der Reduktion der Oberflächenverunreinigungen und der damit verbundenen Zunahme der Hydrophilie (Att et al. 2009c).

In letzter Zeit wurden zunehmend Versuche unternommen, TiO₂ durch Einbringen anderer Atome wie Kohlenstoff, Schwefel oder Stickstoff für die Aktivierung durch Licht im sichtbaren Spektrum zu sensibilisieren (Rehman et al. 2009). Erfolge zeigten sich dabei beispielsweise bei der Einführung von Kohlenstoffatomen, durch die eine antibakterielle Aktivität im sichtbaren Bereich hergestellt werden konnte, um Keime wie *A. baumannii* oder *S. aureus* effektiv abzutöten (Cheng et al. 2009).

Da gezeigt werden konnte, dass eine UV-A-Belichtung zumindest in den bisher untersuchten Größenbereichen zu keiner Änderung der Rauheit führt (Sawase et al. 2008), erscheint die präoperative Anwendung im Hinblick auf die rauheitsvermittelten Effekte auf die Osseointegration unbedenklich. Ähnlich verhält es sich beispielsweise für die Herstellung bzw. Aktivierung der Oberfläche vor dem Einsetzen von Verbindungsteilen, Gingivaformern oder Abutments; auch ein Abschrauben und erneutes Aktivieren dieser Teile ist im Prinzip denkbar. Att et al. konnten in der oben erwähnten Studie zeigen, dass die Eigenschaften von UV-C-aktivierten gealterten Titanoberflächen im Hinblick auf Zelladhäsion, Proliferation und Mineralisation denen neu hergestellter Proben überlegen sind, so dass hier eine Verbesserung der Oberflächeneigenschaften auch für UV-A-aktivierte Anatasoberflächen erwartet werden könnte. Den nach einigen Tagen durch die bereits beschriebenen Alterungsprozesse wieder zunehmenden Kontaktwinkel, die auf den ersten Blick mit einer reduzierten Bioaktivität gleichgesetzt werden könnten, steht entgegen, dass nicht nur die initiale Osseointegration von einer UV-A-Belichtung profitiert, sondern auch noch 12 Wochen nach Implantation eine deutlich erhöhte, den Knochenaufbau fördernde und entzündungshemmende Wirkung nachweisbar ist (Hayashi et al. 2014).

Besonders die beiden letzten Punkte machen die UV-Aktivierung auch als therapeutische Maßnahme interessant. Bereits 2005 wurde von Riley vorgeschlagen, auch unbeschichtete Implantate im Rahmen einer operativen

Periimplantitisbehandlung mit UV-Licht zu bestrahlen (Riley et al. 2005). Für die in vivo Anwendung sind die für eine UV-A-Aktivierung benötigten Energien allerdings momentan noch zu hoch bzw. die Belichtungszeiten zu lang (Shiraishi et al. 2009), wobei hier nochmals betont werden muss, dass für die Aktivierung von Anatas UV-A Strahlung und nicht, wie für normale Titanimplantate weiter oben beschrieben, UV-C Strahlung notwendig ist, die durch höhere Energien auch mit höherem Gefährdungspotential einher geht.

Im Rahmen bisheriger klinischer Untersuchungen zu Oberflächen, die zumindest einen höheren Anatasanteil aufweisen als normale Titanimplantate, zeigt eine Studie zu TiUnite[®] zwar eine gute Einheilung, jedoch keine Unterschiede zwischen belichteten und nicht belichteten Implantaten. Die Autoren gehen dabei davon aus, dass dies durch einen zu geringen Anteil an Anatas auf dieser Oberfläche bedingt ist, da auch die Kontaktwinkel keine Werte unter 10° annahmen (Sawase et al. 2007). Eine aktuelle Studie (Al Qahtani et al. 2015) konnte ebenso keine Aktivierbarkeit der TiUnite[®]-Oberfläche nachweisen, so dass das Ausmaß des zusätzlichen Anatasgehalts dieser Oberfläche zu hinterfragen ist.

Schließlich muss auch erwähnt werden, dass Anatasbeschichtungen zwar zu einer vergleichsweise geringeren Plaqueanlagerung neigen, ohne Belichtung allerdings keine antibakterielle Aktivität aufweisen (Yoshinari et al. 2001). Vom möglichen Benefit einer Hydrophilierung prae implantationem abgesehen, ist die klinische Anwendung ohne die Verfügbarkeit von Belichtungsmöglichkeiten folglich zu hinterfragen, da durch andere Beschichtungen eventuell mit geringerem Aufwand ähnliche nanotopographische Eigenschaften mit entsprechenden Effekten auf die Einheilung eingeführt werden könnten.

4.4 Bewertung der Ergebnisse im Hinblick auf die Literatur

4.4.1 Instrumentenauswahl

Einen guten Überblick über experimentelle Arbeiten und dabei eingesetzte Bearbeitungsmethoden gibt Tabelle 1. Im Weiteren wird nur auf die im Rahmen klinischer Arbeiten eingesetzten Methoden genauer eingegangen.

Romeo et al. haben in ihrer klinischen Studie zur Implantoplastik im ersten Bearbeitungsschritt Diamanten mit 30 µm Körnung, gefolgt von solchen mit 15 µm Korngröße gewählt (Romeo et al. 2005, Romeo et al. 2007). Dies ist ein etwas feineres Vorgehen als mit den hier verwendeten 50 µm und 30 µm gekörnten Diamanten; die Auswahl der Instrumentenform (Kugel) stimmt gut mit denen dieser Studie (eiförmig) überein. Auch wurde in der genannten Studie vor der Politur mit Brownie[®] und Greenie[®], die auch in der vorliegenden Arbeit untersucht wurden, eine Zwischenglättung mittels eines Arkansassteines vorgenommen. Letzterer wurde in Kombination mit diamantierten Schleifkörpern auch von Schwarz et al. in klinischen Studien verwendet (Schwarz et al. 2011), wobei hier keine Angaben zur Körnung gemacht wurden. Die Entfernung von Plaque und Granulationsgewebe erfolgte dabei immer mit Kunststoffküretten oder Carbonküretten. Suh et al. haben in Fallberichten ein Hochgeschwindigkeits-Winkelstück mit einem flammenförmigen, nicht genauer beschriebenen Diamanten benutzt (Suh et al. 2003)

Der Einsatz von mehreren Zwischenschritten, vom diamantierten Schleifkörper bis zum Polierer, erscheint im Hinblick auf die Reduktion von Anpresskräften, der Bearbeitungszeit – besonders im Fall von Polierern – und damit letztlich des Vermeidens thermischer Schädigung sinnvoll; da die resultierende Rauheit aber in diesen Fällen durch das zuletzt angewandte Instrument bedingt wird erscheint die separate Untersuchung der einzelnen Methoden, wie in dieser Arbeit geschehen, sinnvoller als die Überprüfung verschiedener Kombinationen. Dies wird auch durch die Ergebnisse von Barbour (Barbour et al. 2007) bestätigt, der in seiner Arbeit keine Unterschiede im Resultat zwischen zwei Therapieabfolgen mit unterschiedlicher Zahl an Zwischenschritten feststellen konnte.

Für die Reinigung der Implantatabutments und des Sulkus wurden regelhaft Kunststoffküretten empfohlen, aber auch die Politur mit Gummipolierer und Polierpaste wird als unproblematisch eingestuft (Renvert et al. 2009b, Shumaker et al. 2009). Beide Methoden wurden auch in dieser Studie betrachtet. Handinstrumente aus Kunststoff wurden ebenfalls zur Reinigung im

Rahmen der offenen chirurgischen Therapie eingesetzt (Heitz-Mayfield et al. 2012).

Für die geschlossene, subgingivale Anwendung des Pulverstrahlsystems wurden aufgrund ihrer Resorbierbarkeit Pulver auf Glycinbasis empfohlen, die hier nicht untersucht wurden. Für die Dekontamination im Rahmen der chirurgischen Therapie wurden jedoch auch Natriumbikarbonatpulver, wie sie im Rahmen dieser Arbeit zum Einsatz kamen, verwendet (Heitz-Mayfield und Mombelli 2014).

Auch (Ultra-)Schallscaler wurden in verschiedenen klinischen Studien eingesetzt, sind allerdings im Vergleich bisher nur wenig untersucht (John und Mihatovic 2015). Zunehmend finden jedoch auch Titanbürsten Verwendung bei der offenen Dekontamination (John et al. 2014), die in diese Arbeit nicht eingeschlossen wurden.

Mit Ausnahme der letztgenannten, hier nicht untersuchten Bürsten kann die Auswahl der im Rahmen der vorliegenden Arbeit eingesetzten Instrumente folglich als repräsentativ betrachtet werden.

4.4.2 Auswahl der Untersuchungsverfahren

Wie bereits aus Tabelle 1 gut ersichtlich, kann die Kombination qualitativer und quantitativer Untersuchungsmethoden als Standard bei der Beurteilung von Implantatoberflächen angesehen werden. Als wesentliches Hilfsmittel wurde dabei schon früh die Darstellung mittels Rasterelektronenmikroskopie eingesetzt (Rapley et al. 1990). Seither wird diese Methode regelmäßig zur Beschreibung der Oberflächenmorphologie und Einschätzung von Defekten herangezogen, wobei diese in der Regel nicht weiter quantifiziert werden und der Grad der eingesetzten Vergrößerung stark variiert. Einige Autoren (Homiak et al. 1992, Matarasso et al. 1996, Mengel et al. 2004) nutzten zusätzlich die Lichtmikroskopie zur makroskopischen Beurteilung entstandener Defekte.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde zur qualitativen Bewertung des erzeugten Verschleißes ebenfalls die Rasterelektronenmikroskopie eingesetzt, wobei unterschiedliche Vergrößerungsebenen bewertet wurden. Zusätzlich kam mit dem TracelT[®] ein Verfahren zur makroskopischen Bewertung zur

Anwendung, sodass diesem Aspekt der Oberflächenbeurteilung sicherlich ausreichend Beachtung geschenkt worden ist.

Zur quantitativen Beurteilung wurde von den meisten Autoren auf profilometrische Verfahren zurückgegriffen. Dem Stand der Technik folgend lässt sich ein Wandel vom Einsatz mechanischer Profilometer hin zu Laserprofilometrie, Interferometrie sowie 3D-Rekonstruktion durch Stereo-REM feststellen. Aus den bereits unter 4.1.4 diskutierten Gründen war der Einsatz dieses Verfahrens in dieser Arbeit nicht praktikabel, sodass mit der Kontaktprofilometrie zwar ein etabliertes Verfahren zur Rauheitsmessung eingesetzt wurde, die Auflösung dabei jedoch deutlich unter der von optischen Verfahren liegt. Zwar war über die Verwendung entsprechender Software auch hier eine 3D-Rekonstruktion möglich, letztere ist jedoch aufgrund der geringeren Auflösung weniger aussagekräftig als ein durch berührungslose Messung gewonnenes Oberflächenmodell. Allerdings wurden im Rahmen der Auswertung, den weiter oben (1.3) bereits besprochenen Empfehlungen anderer Autoren (Wennerberg und Albrektsson 2000) folgend, verschiedene Parameter aus den gemessenen Profilen extrahiert und der Filterprozess genau dokumentiert, sodass die begrenzten Möglichkeiten der mechanischen Profilometrie durch exakte und ausführliche Auswertung zumindest teilweise kompensiert werden.

Vereinzelt wurde auch die Veränderung der chemischen Zusammensetzung der Oberflächen als Nachweis für ihre Veränderung herangezogen (Mouhyi et al. 1998); eine derartige Untersuchung wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt. Allerdings wurde neben den qualitativen und topographischen Eigenheiten der Oberflächen zusätzlich ihre Funktion untersucht. Dabei erlaubte die Kontaktwinkelmessung als indirekte Methode über die Aktivität der Oberfläche Rückschlüsse auf entstandene Schäden. Die Kombination dieser drei unterschiedlichen Verfahren kommt der von Albrektsson und Wennerberg schon 2004 geäußerten Forderung nach, dass Oberflächenqualität in drei Kategorien, nämlich (1) mechanische Eigenschaften, (2) topographische Eigenschaften, und (3) physikochemische Eigenschaften (Albrektsson und Wennerberg 2004) beurteilt werden kann und auch sollte;

letzteres beispielsweise durch eine Kontaktwinkelmessung. Zwar bezieht sich der letzte Punkt in der zitierten Studie eher auf die Messung der Oberflächenenergie; da diese jedoch mit der Hydrophilie eng zusammenhängt und somit auch wieder mit der Aktivität in Verbindung gebracht werden kann, erscheint diese Empfehlung dennoch erfüllt. Dies gilt besonders im Hinblick darauf, dass die Frage nach der Funktion der Oberfläche bei nanofunktionalisierten Oberflächen im Vordergrund stehen sollte.

Die vorliegende Arbeit setzt also die als Standard für Oberflächenbewertung geltende Kombination von quantitativer und qualitativer Bewertung um und erweitert diese über den Einsatz eines indirekten Funktionsnachweises.

4.4.3 Vergleich mit anderen in-vitro Studien

Fox et al. stellten bereits 1990 fest, dass nur Kunststoffscaler nicht zu einem sichtbaren Verschleiß auf Titanoberflächen führen. Dabei wurden auch Edelstahlküretten sowie Küretten mit einer Titanbeschichtung untersucht, wobei sich in beiden Fällen, im Fall der Titanlegierung jedoch deutlich, eine Rauheitszunahme ergab, was auf die Härte der Legierung zurückgeführt wurde (Fox et al. 1990). Auch Ruhling et al. stellten in einer späteren Studie fest, dass Edelstahlscaler zu einem deutlichen Abtrag an Material, besonders bei Hydroxylapatit-beschichteten Implantaten, führten; selbiges galt für das SONICflex[®] mit einer Metallspitze. Sie gaben weiterhin an, dass die Bearbeitung mit dem auch in der vorliegenden Arbeit verwendeten Implacare[™]-Scaler zu keiner feststellbaren Veränderung der Oberfläche an Implantaten führte, diese allerdings nicht komplett auszuschließen sei. Weiterhin ergaben sich durch den Kunststoff abriebbedingte Verschleißspuren, besonders bei der Bearbeitung rauer Implantatoberflächen (Ruhling et al. 1994). Letztere sind in dieser Arbeit auch bei der makroskopischen Betrachtung mit Trace-IT aufgefallen, konnten aber im REM nicht dargestellt werden. Die Bearbeitung mittels Ultraschallscaler mit Kunststoffspitzen führte in anderen Studien (Mann et al. 2012) zu leichten Veränderungen der Oberfläche, die als „polierender Effekt“ beschrieben und von den Autoren zumindest teilweise auf reibungswärmebedingte Schmelzeffekte der Kunststoffspitze zurückgeführt

wurden. Das in dieser Arbeit verwendete SONICflex[®] arbeitet als Schallscaler mit niedrigeren Frequenzen und damit auch niedrigeren Energien, was erklären könnte, warum hier keine negativen Effekte auf die Oberfläche im REM und mittels der Rauheitsmessungen nachgewiesen werden konnten. Allerdings handelt es sich bei den untersuchten Prüfkörpern um glatte, nicht mikrostrukturierte Oberflächen, so dass eventuell mit weniger Reibungswärme gerechnet werden muss und eine Übertragung auf raue bzw. strukturierte Implantatoberflächen nur unter Vorbehalt möglich sein könnte.

In einer aktuellen Arbeit wurde berichtet, dass jegliche Art von Bearbeitung mit Kunststoffinstrumenten zu einer Ablagerung von Debris führt (Yang et al. 2015). Dies korreliert zum einen mit den von Mann et al. geschilderten Schmelzeffekten sowie dem von Ruhling et al. angegebenen Verschleiß, andererseits auch mit den in dieser Arbeit im Visiometer sichtbaren makroskopischen Spuren, die jedoch im elektronenmikroskopischen Bild kein Äquivalent gefunden haben. Interessanterweise stellten Brookshire et al. in einer Studie fest, dass es bei der Bearbeitung von cpTi zu mehr Kunststoffablagerungen kam als bei der Bearbeitung einer härteren Titanlegierung (Brookshire et al. 1997), was mit den etwas deutlicheren Spuren auf den Anatasprüfkörpern im Vergleich zu den Titanproben übereinstimmt. Die Ursache stärkerer Abrasion auf weicheren Medien ist dabei unklar. Auch sind die Effekte einer möglichen Debrisbildung bisher unbekannt. Dmytryk et al. haben bereits 1990 festgestellt, dass auf mit Plastikinstrumenten bearbeiteten Titanoberflächen unter Laborbedingungen deutlich mehr Fibroblasten anzüchtbar waren als auf Kontrolloberflächen oder solchen, die mit Metallküretten bearbeitet wurden. Dies wurde auf eine eventuelle Verunreinigung mit Plastikrückständen zurückgeführt, wobei der zugrunde liegende Mechanismus nicht geklärt werden konnte (Dmytryk et al. 1990).

Verschiedene Autoren haben die von ihnen untersuchten Bearbeitungsmethoden in Gruppen eingeteilt, wobei die Kategorien in der Regel den ursprünglich von Matarasso et al. (Matarasso et al. 1996) genannten folgen. Gruppe eins umfasst dabei solche Methoden, die die Oberfläche verändern (US, Edelstahlkürette, Titankürette, Pulverstrahl), wobei hier

festgestellt werden muss, dass das von Matarasso et al. untersuchte Pulverstrahlgerät deutlich invasiver war als die in den meisten anderen Arbeiten, auch der vorliegenden, untersuchten Prophylaxegeräte. Gruppe zwei verändert die Oberfläche nicht (Gummipolierer, Plastikkürette, Ultraschallgerät mit Plastikspitze), während Gruppe drei zu einer Glättung führt (abrasive Gummikelche). Die Gruppen zwei und drei wurden in der genannten Arbeit empfohlen, von der Anwendung der Gruppe eins zugehörigen Verfahren wurde abgeraten. Die Beobachtungen von Matarasso et al. stimmen gut mit denen dieser Arbeit überein, wobei sich durch den Einsatz von diamantierten Instrumenten noch einmal eine Abstufung ergibt, die dann eher der von Gnoth et al. (Gnoth et al. 2001) nahe kommt, der zwischen den Effekten von diamantierten Schleifkörpern und Metallinstrumenten durch eigene Gruppierung unterscheidet. Die von Matarasso et al. untersuchten Oberflächen waren jedoch nicht beschichtet, wodurch eine Politur keine negativen Auswirkungen im Sinne eines Schichtverlusts zur Folge haben konnte. Daher müssen die gegebenen Empfehlungen für Anatasoberflächen modifiziert werden, da eine Politur wie gezeigt mit einem Verlust der Anatasschicht einhergeht. Insofern sollte zusätzlich die Funktionalität der Oberfläche in die Bewertung und Kategorisierung von Bearbeitungsmethoden einbezogen werden; auch die Betrachtung der Effekte auf Zell- und Plaquewachstum sowie der Reinigungseffektivität, wie weiter unten ausgeführt, sollten in die Bewertung von Bearbeitungsverfahren einfließen.

Im Hinblick auf die Pulverstrahlverfahren kamen Schwarz et al. zu dem Ergebnis, dass hier vor allem die Art des Pulvers für die erzielten Effekte wesentlich ist – dabei zeigte Natriumbicarbonat bessere Ergebnisse als Glycin, veränderte dabei jedoch die Oberfläche (Schwarz et al. 2009a). Eine solche Veränderung durch Natriumbicarbonatpulver konnte im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht nachgewiesen werden. Dies könnte dadurch bedingt sein, dass in der genannten Untersuchung gestrahl-geätzte Proben bearbeitet wurden, während die Prüfkörper in dieser Arbeit glatte Oberflächen aufwiesen. Allerdings fanden sich auch hier Pulverrückstände, wie sie auch von anderen Autoren festgestellt wurden (Augthun et al. 1998, Mouhyi et al. 1998), wobei

auch Mouhyi et al. leichte Verschleißspuren durch das Pulverstrahlgerät angegeben haben.

Unterschiede zu einigen der in Tabelle 14 aufgeführten Studien ergaben sich für die Bearbeitungszeit, bzw. die Anzahl der Arbeitszüge mit den Handinstrumenten. Dabei wird in der Regel die Simulation mehrerer konsekutiver Behandlungssitzungen als Ursache für lange Bearbeitungszeiten angegeben, wobei die Anzahl der pro Sitzung veranschlagten Arbeitszüge bzw. die entsprechenden Bearbeitungszeiten deutlich variieren; die für die vorliegende Arbeit gewählten Wiederholungen und Bearbeitungszeiten entsprechen dabei am ehesten einem mehrmaligen Recall, da für eine einzelne Sitzung regelhaft nur einige wenige Arbeitszüge angenommen werden (Homiak et al. 1992, Mengel et al. 1998, Vigolo und Motterle 2010), wobei zum Teil auch deutlich mehr Arbeitszüge pro Sitzung angenommen wurden (Yang et al. 2015) oder auch durch eine lange vorgegebene Bearbeitungszeit von 5 Minuten mit entsprechend vielen Arbeitszügen gerechnet werden muss (Schmage et al. 2012).

4.5 Bewertung hinsichtlich der Vereinbarkeit mit empfohlenen Therapiemaßnahmen

In der professionellen Zahnreinigung kommen regelhaft Gummipolierer, wie der in dieser Arbeit untersuchte Pro-Cup[®], in Verbindung mit einer Polierpaste zum Einsatz. Diese Kombination wird auch für die initiale Periimplantitistherapie (Schwarz et al. 2006a) empfohlen und führte in dieser Arbeit zu keiner Einschränkung der Anatasfunktion, so dass eine eventuelle Gefährdung von transgingivalen anatasbeschichteten Implantatanteilen in diesem Fall ausgeschlossen werden kann. Allerdings konnten Pröbster et al 1992 zeigen, dass, wie von Quyrinen et al. auch 2002 nochmals aufgegriffen (Quirynten et al. 2002), Fluorid in Polierpasten Titanoberflächen beschädigt (Pröbster et al. 1992), weswegen auch in der vorliegenden Arbeit eine fluoridfreie Paste eingesetzt wurde.

Für die Perimukositis konnte gezeigt werden, dass mechanische Plaqueentfernung zu einer Besserung führt (Lindhe et al. 2008). Dabei empfehlen die meisten Autoren dafür schon seit einigen Jahren Kunststoffküretten (Schwarz et al. 2004), da Metallküretten die Titanoberfläche von Implantaten beschädigen (Matarasso et al. 1996). Die Verwendung in Fällen mit starker Konkrementbildung wird von einigen Autoren nicht explizit ausgeschlossen, solange darauf geachtet wird, die Implantatoberfläche möglichst nicht zu berühren (Lang et al. 2000). Allerdings bleibt dabei unklar, ob in der alltäglichen Praxis tatsächlich ein Instrumentenwechsel nach partieller Zahnsteinentfernung durchgeführt wird. Das gilt auch für die Entfernung von Zementresten, bei der es ebenfalls zum Kontakt von Metallinstrumenten mit der Implantatoberfläche kommen kann (Quirynen et al. 2002). In diesem Zusammenhang ist festzustellen, dass für die mechanische Reinigung von anatasbeschichteten Implantaten keine Metallküretten mehr angewendet werden sollten, da sie zu einer deutlichen Beschädigung der Beschichtung führen; die Kunststoffinstrumente sind in diesem Fall also vorzuziehen, auch wenn leichte Funktionseinbußen der Schicht, eventuell bedingt durch Kunststoffrückstände, zu verzeichnen sind. Zusätzlich sollte den Empfehlungen folgend im Anschluss an das mechanische Debridement eine Politur mit Polierkelch und Paste durchgeführt werden.

Neben dem Einsatz von Plastikküretten zur Dekontamination von Implantatoberflächen führt auch die Anwendung eines Natriumbicarbonat-Pulverstrahlsystems bei der Perimukositis zu verbesserten klinischen Parametern und einem deutlichen Absinken verschiedener entzündungsassoziierter Zytokine; auch beim offenen Vorgehen führt dieses Verfahren zu guten Ergebnissen bei der Behandlung von Periimplantitiden (Duarte et al. 2009a). Ebenso erzielen Pulverstrahlverfahren bei der Reinigung von Abutments, besonders im Hinblick auf raue Oberflächen, gute Dekontaminationswirkungen (Schwarz et al. 2009a). Für die Anwendung von Pulverstrahlverfahren ergibt sich aus der vorliegenden Arbeit eine klare Empfehlung.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass antibakterielle Spüllösungen sich positiv auf die Ausheilung von Perimukositiden auswirken. Da Anatasoberflächen CHX gut adsorbieren und so zu einer verbesserten und verlängerten antibakteriellen Wirksamkeit führen (Barbour et al. 2009) und im Vergleich auch weniger Mikroorganismen anlagern als unbeschichtete Titanflächen (Dorkhan et al. 2014), ist dem Erhalt dieser Beschichtung auch unabhängig von der möglichen Nutzung der photokatalytischen Effekte eine hohe Bedeutung zuzumessen. Dies gilt ebenso für die Instillation von CHX-Gelen als vorbereitende Maßnahme einer chirurgischen Therapie.

Die Einführung einer Anatasbeschichtung erscheint auch bei Betrachtung der zunehmenden Verbreitung der photodynamischen Therapie (Mishler und Shiau 2014) sinnvoll, da der durch die in diesem Verfahren angeregten Farbstoffe ausgelöste Effekt dem durch die Aktivierung von Anatas ausgelösten ähneln dürfte. Durch eine geeignete optische Faser, ähnlich der bei der Anwendung des YAG-Lasers (Schwarz et al. 2004) eingesetzten, könnte die nicht-chirurgische Dekontamination der Oberfläche auch an subgingivalen Bereichen erfolgen. Da festgestellt wurde, dass aufgrund der Implantatgeometrie bzw. Oberflächentopographie die mechanische Reinigung eines Implantats teilweise nicht möglich ist (Heitz-Mayfield und Lang 2010), könnten die anatasvermittelten Effekte einen wichtigen Beitrag zur Dekontamination leisten. Im Hinblick auf das erneute Einheilen einer im Rahmen der Periimplantitistherapie bearbeiteten Oberfläche konnte gezeigt werden, dass die Reosseointegration auf rauen Oberflächen bessere Ergebnisse zeigte als auf glatten (Claffey et al. 2008), so dass, sollte sich die Notwendigkeit invasiver Behandlung im Sinne einer Reduktion der Gewindestrukturen, und damit einhergehend der Verlust der Anatasbeschichtung ergeben, die Erzeugung einer rauen Oberfläche, wie es durch die hier untersuchten diamantierten Schleifkörper geschieht, angestrebt werden sollte. Für die suprakrestalen Anteile ist dabei eine nachfolgende Politur vorzuziehen. Schwarz et al. haben die Implantoplastik in einer aktuellen Arbeit mit Diamanten und Arkansassteinen durchgeführt (Schwarz et al. 2013), wobei letztere der Glättung dienen; da in der vorliegenden Arbeit keine Arkansassteine untersucht wurden, kann hier kein

eindeutiger Vergleich gezogen werden. Meier et al. empfehlen in ihrer Arbeit zusätzlich die Anwendung von Brownie[®], Greenie[®] und SuperGreenie[®] um Ra-Werte unter 0,2 μm zu erreichen (Meier et al. 2012), wobei die Ergebnisse für Anatas zeigen, dass der SuperGreenie[®], eventuell auch der Greenie[®], nicht notwendig sind, da ausreichend niedrige Rauheitswerte bereits mit dem Brownie[®] erreicht werden.

Es ist hinreichend belegt, dass eine Implantoplastik sich als Bestandteil der chirurgischen Therapie positiv auf das Ergebnis auswirkt (Romeo et al. 2005, Romeo et al. 2007); der Grund liegt dabei letztlich darin, dass freiliegende Gewindeanteile eine Retentionsnische für Plaque darstellen (Esposito et al. 1998b). Allerdings geht eine Implantoplastik aber immer auch mit dem Risiko einer Überhitzung einher, so dass ausreichende Wasserkühlung und kurze Bearbeitungszeiten wichtig sind (Büchter et al. 2003); die Versuchsanordnung der vorliegenden Arbeit trug dieser Tatsache Rechnung. Zukünftig wird eventuell die Anwendung von Carbidschneidern bzw. -Fräsen zu einer weiteren Reduktion der Bearbeitungszeiten führen.

Auch bei erfolgreicher offener Therapie kommt es in der Regel nicht zu einer vollständigen Wiederherstellung der knöchernen Kontur, so dass Teile des Implantats, auch des Gewindes, freiliegen können und im Sinne der oben bereits erwähnten Implantoplastik geglättet werden müssen, weshalb im Rahmen der vorliegenden Arbeit zu untersuchen war, inwieweit Anatas durch Diamanten beschädigt wird. Eine vergleichende Untersuchung der konservativen offenen Therapie ohne nachfolgende Augmentationsmaßnahmen konnte zeigen, dass sowohl Metall- als auch Kunststoffküretten in Kombination mit Lappenbildung und Antibiotikagabe zu vergleichbaren Ausheilungen führen, jedoch mit etwa einem mm Rezession gerechnet werden muss (Heitz-Mayfield et al. 2012). Die Autoren stellten in der gleichen Arbeit fest, dass eine Implantoplastik in Kombination mit Augmentationsverfahren jedoch zu tieferen Rezessionen führt. Allerdings wurden mittlerweile durch Deckung mit Weichgewebstransplantaten gute Ergebnisse auch im ästhetischen Bereich dokumentiert (Schwarz et al. 2014c), so dass eine Technik zum Management dieser Komplikation zur Verfügung steht. Folglich sollte die Struktur der

Implantatfläche gute Weichgewebsanlagerung ermöglichen, so dass die Implantoplastik, gefolgt von einer Politur, weiterhin als probates Mittel angesehen werden kann.

Im Zusammenhang mit möglichen Rezessionen sollte nicht unerwähnt bleiben, dass diese, wie auch beim natürlichen Zahn, ohne aktuelle Entzündungszeichen auftreten können; Therapiebedarf besteht hier bei Entzündungsfreiheit nicht, wobei vermehrt auf die Reinigung freiliegender Oberflächen bzw. eventuell auch im Hinblick auf die Hygienefähigkeit die Glättung der Gewinde in Betracht gezogen werden sollte. Auch hier wäre die Belichtung einer Anatasoberfläche zur Unterstützung der Hygiene nützlich. Speziell durch sichtbares Licht aktivierbares Anatas wäre für die häusliche Hygienefähigkeit vielversprechend und könnte eventuell auch zur Prognoseverbesserung beitragen, da Studien gezeigt haben, dass die Plaqueformation im postoperativen Verlauf in der Regel zunimmt (Schwarz et al. 2011). Schwarz et al. haben 2009 bereits im Zusammenhang mit den Ergebnissen einer vorigen Arbeit spekuliert, dass der „wesentliche Schritt bei der Therapie periimplantärer Entzündung nicht allein die Entfernung des Biofilms“ sei, sondern eventuell die Reduktion der Kohlenstoffanteile auf der kontaminierten Oberfläche (Schwarz et al. 2009a, Schwarz et al. 2006c). In diesem Kontext käme der Funktionsfähigkeit der Anatasbeschichtung zusätzlich wesentliche Bedeutung zu. Letztlich könnte so eventuell auch die Prognose der Implantate von Patienten verbessert werden, denen aufgrund von Allgemeinerkrankungen keine chirurgische Therapieoption zur Verfügung steht.

4.5.1 Effizienz der Therapiemaßnahmen im Hinblick auf Plaquereduktion

Neben den Veränderungen, die verschiedene Bearbeitungsmethoden auf der zu reinigenden Oberfläche verursachen, ist natürlich die Effektivität der Reinigungsmaßnahmen von großer Bedeutung für die klinische Anwendung; eine wenig invasive, dafür aber unzureichend dekontaminierende Bearbeitungsmethode ist für die Arbeit am Patienten nicht geeignet.

Es wurde bereits früh festgestellt, dass eine Beziehung zwischen der Effektivität einer Reinigungsmaßnahme und der Struktur der zu reinigenden Oberfläche

besteht (Dennison et al. 1994), wobei interessanterweise in dieser Studie die maschinierete Titanoberfläche schwieriger zu reinigen war als TPS und HA-Oberflächen. Auch die Ergebnisse aktueller Studien unterstreichen, dass die gleichen Reinigungsmaßnahmen auf unterschiedlichen Oberflächen auch unterschiedlich gute Ergebnisse erzielen, allerdings bleibt es zum Teil weiterhin „unmöglich, eine Oberfläche mit mechanischen Methoden komplett zu dekontaminieren, da in den Unterschnitten und Tälern immer einige Bakterien verbleiben werden“ (Schmage et al. 2014).

Im Hinblick auf die Eignung der jeweiligen Reinigungsverfahren gaben Dennison et al. in der bereits erwähnten Arbeit das Pulverstrahlverfahren als für alle Oberflächen geeignet an. Auch Augthun et al. fanden eine vollständige Reinigung der untersuchten Oberflächen von Plaque durch Pulverstrahl, empfahlen aber auch Plastikküretten, während sie Metallküretten und metallene Ultraschallspitzen als ungeeignet einstufte (Augthun et al. 1998). Mouhyi et al. stuften jedoch keine der von ihnen untersuchten Methoden (siehe auch Tabelle 14) als ausreichend für eine komplette Dekontamination ein; hier war Citrat am effektivsten, wobei auch das Pulverstrahlgerät empfohlen wurde (Mouhyi et al. 1998). Schwarz et al. fanden beim Vergleich von Plastikkürette und Ultraschallgerät mit Plastikspitze die geringste Plaqueentfernung bei der Bearbeitung mit dem Handinstrument (Schwarz et al. 2006c). Schmage und Kollegen fanden bei der bereits genannten Untersuchung verschiedener Methoden die beste Reinigungswirkung für das Pulverstrahlverfahren sowie die (Ultra-)Schall-instrumente mit Kunststoffspitze (Schmage et al. 2014).

Dem entgegen steht die Empfehlung der Anwendung von Metallküretten und auch Titanbürsten zur Reinigung von Implantaten durch John et al. (John et al. 2014). Im Hinblick auf die Verfahren zur Implantoplastik konnten Barbour et al. zeigen, dass die Politur mit Brownie[®] und Greenie[®] zu einer signifikant geringeren Anlagerung von *S. mutans* führt (Barbour et al. 2007).

Eine aktuelle Übersichtsarbeit zur Effektivität verschiedener Reinigungsmethoden auf unterschiedliche Implantatoberflächen (Louropoulou et al. 2014) kam schließlich ebenso zu dem Ergebnis, dass Pulverstrahlverfahren, unabhängig von der Art des verwendeten Pulvers, eine

effektive Dekontamination auch von strukturierten Implantatoberflächen ermöglichen. Weitere effektive Verfahren seien eine Titanbürste, Schallscaler mit Kunststoffspitze und mit Metallspitze, ebenso auch Metallküretten, wobei die beiden zuletzt genannten Methoden in der Regel mit Materialbeschädigung einhergingen. Nicht ausreichend effektiv seien die Bearbeitung mit Plastikküretten sowie die Politur mit Kelch und Polierpaste. Die Autoren wiesen zusätzlich daraufhin, dass „verschiedene Implantatoberflächen möglicherweise unterschiedliche Verfahren benötigen“.

Da die Beschichtung von Implantaten mit Anatas unter anderem zum Ziel hat, durch UV-Aktivierung zwischen Biofilm und Implantatoberfläche eine Art Sollbruchstelle zu schaffen, der abgelöste Biofilm dann jedoch möglichst wenig invasiv abgelöst werden müsste, wären bisher als weniger effektiv, dafür aber auch wenig invasiv angesehene Methoden wie der Polierkelch oder die Kunststoffkürette in diesen Fällen von großem Nutzen.

Schließlich konnte aber auch für hier als ineffizient bezeichnete Verfahren in vivo gezeigt werden, dass sie in entsprechender Kombination, eingebunden in entsprechende Therapiealgorithmen, zu Erfolgen führen können.

Subramani und Wismeijer haben in einem aktuellen Review festgestellt, dass die Reosintegration eines kontaminierten Implantats durchaus möglich ist, dafür jedoch die sinnvolle Kombination chemischer und mechanischer Maßnahmen sowie der regenerativen Therapie notwendig ist (Subramani und Wismeijer 2012).

4.5.2 Effekt der Bearbeitung auf Plaqueanlagerung und Gewebe

Im Hinblick auf die Folgen der Bearbeitung mit einzelnen Methoden stellten McCollum et al. bereits 1992 fest, dass Kunststoffküretten, Pulverstrahlverfahren und das Polieren mit Kelch und Paste zu keiner vermehrten Plaqueanlagerung nach Bearbeitung führten (McCollum et al. 1992). Dem gegenüber steht die Arbeit von Augthun et al., die für mit Pulverstrahlverfahren gereinigte Oberflächen eine deutlich höhere Plaqueanlagerung fanden als bei solchen, die mit einem Kunststoffhandinstrument gereinigt wurden (Augthun et al. 1998). Eine andere Arbeit fand auf glatten Oberflächen keine wesentlichen

Unterschiede beim Plaquewachstum nach Bearbeitung (Duarte et al. 2009b); auf rauen Oberflächen wiederum wurde nach der Anwendung von Pulverstrahlverfahren sowie Metallküretten deutlich weniger Plaque neu angelagert, was von den Autoren auf eventuelle „Texturveränderung und die Anwesenheit von Pulverrückständen“ zurückgeführt wurde (siehe auch Tabelle 12).

Tabelle 12: Studien zur Auswirkung von Reinigungsverfahren auf Plaqueformation und Zellwachstum.

Autor	(Dmytryk et al. 1990)	(Augthun et al. 1998)	(Kreisler et al. 2005)	(Schwarz et al. 2006c)	(Duarte et al. 2009b)
Prüfkörper	Titan (IMZ)	Implantate (m, TPS)	Titanplättchen (gestrahlt-geätzt)	SLA®-Plättchen	Prüfkörper gestrahlt-geätzt, m
Kultur	Fibroblasten	Plaque	Fibroblasten auf kontaminierter und dann gereinigter Oberfläche	SaOs2 auf von Biofilm gereinigter Oberfläche	<i>S. sanguinis</i>
Methode					
Handinstrumente					
Edelstahlkürette (MS)	+				*
Titanküretten	+				
Kunststoffkürette (PS)	+	+		+	*
Ultraschallinstrumente (US)					
mit Metallspitze					
mit Kunststoffspitze				+	
Pulverstrahlgerät (P)					
Natriumbikarbonat		+	+		+
Laser					
			+		+
Spüllösungen					
CHX				+	
Schlussfolgerung der Autoren	PS > Rest, mehr Zellwachstum als auf Referenz (evtl. Abrieb); Metall am schlechtesten (P>T>M)	Wachstum Pulverstrahl >> Plastikscaler	Wachstum auf P > Laser > unbehandelt	PS schlechteste Plaqueentfernung; Wachstum Referenz > PS > US, keine der Oberflächen zufriedenstellend	kein Unterschied bei glatten Oberflächen ; auf rauen Kontrolle=Laser>PS>MS >P

Für das Wachstum von Zellen zeigten mit Kunststoffküretten bearbeitete Oberflächen bessere Ergebnisse als solche, die mit Metallinstrumenten bearbeitet wurden (Dmytryk et al. 1990). Auf den mit Kunststoffküretten bearbeiteten Oberflächen wuchsen sogar mehr Fibroblasten als auf den

untersuchten Referenzen, was eventuell auf Kunststoffreste zurückzuführen ist. Auch das Pulverstrahlverfahren, das wie oben beschrieben ebenso Pulverrückstände verursacht, führte zu einem besseren Fibroblastenwachstum (Kreisler et al. 2005). Demgegenüber steht ein deutlich vermindertes Wachstum von Zellen auf gereinigten SLA[®]-Plättchen in der weiter oben bereits zitierten Arbeit von Schwarz et al. (Schwarz et al. 2006c). Hier wuchsen deutlich weniger Zellen auf den mit Plastikscaler und mit Plastikspitze versehenem Ultraschallgerät bearbeiteten Oberflächen als auf der Referenz. Bei der verwendeten Zelllinie handelte es sich um osteoblastenähnliche Zellen aus einem Osteosarkom, so dass eventuell Unterschiede der Reaktion von Fibroblasten und Osteoblasten auf bearbeiteten Oberflächen bestehen; allerdings liegen dazu zur Zeit nach Wissen des Autors keine Studien vor.

4.6 Fehlerquellen und Empfehlungen für künftige Studien

Die Empfehlungen für zukünftige Arbeiten lassen sich in solche zur Methodik und solche für weitergehende Arbeiten einteilen.

Dabei ist in der vorliegenden Arbeit im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit durch den Einsatz eines einzelnen Behandlers, dessen eingesetzte Anpresskräfte während der Bearbeitung aufgezeichnet und dann im Nachhinein ausgewertet und angegeben wurden, ein Mittelweg gewählt worden. Zukünftige Arbeiten sollten eventuell derartige Messungen mit mehreren Behandlern durchführen und genauer untersuchen, inwieweit interindividuelle Unterschiede Einfluss auf den erzeugten Verschleiß nehmen.

Im Hinblick auf die Messanordnung empfiehlt es sich aufgrund der durch den Tastkopf bedingten Auflösungsgrenze mechanischer Profilometer, zur Untersuchung von Verschleißerscheinungen zukünftig auf optische Profilometrie zurückzugreifen. Besonders eventuelle Abweichungen bei den wenig invasiven Bearbeitungsmethoden könnten so besser und genauer eingeschätzt werden. Dieses Problem wurde bereits von Meschenmoser et al. erwähnt (Meschenmoser et al. 1996) und stellt auch in der vorliegenden Arbeit eine der möglichen Fehlerquellen dar.

Das Verlassen der Kontaktprofilometrie würde es auch ermöglichen, die planen Prüfkörper durch Implantate zu ersetzen, die sich nur sehr begrenzt zur Vermessung mit mechanischen Verfahren eignen. Beim Einsatz von 2D-Messverfahren sollte dabei dann den Empfehlungen von Wennerberg und Albrektsson (Wennerberg und Albrektsson 2000) entsprochen und 3 x 3 verschiedene Messungen an unterschiedlichen Anteilen des Implantats durchgeführt werden, wobei jedes Messfeld 25 Scans mit maximal 20 µm Abstand beinhalten sollte.

Wie in dieser Arbeit sollten dabei unterschiedliche Parameter extrahiert werden, optimalerweise direkt aus einem dreidimensionalen Profil. Die Verwendung von 3D-Parametern ist in der vorliegenden Arbeit mit Unsicherheiten behaftet, da das dreidimensionale Modell aus zweidimensionalen Schnitten, die mit einigem Abstand zueinander vermessen wurden, erstellt worden ist. Wichtig ist dabei auch das Einschließen von Funktionsparametern in zukünftige Betrachtungen, da die aktuelle Literatur kaum andere Parameter als Ra (Sa) und Rz verwendet. Zwar wurden derartige Amplitudenparameter, da sie von Verschleißerscheinungen deutlich beeinflusst werden, von Dong et al. als die für die Beschreibung von Oberflächen wichtigsten Parameter bezeichnet (Dong et al. 1994a), ihre Aussagekraft hinsichtlich Osseointegration und Zelladhärenz scheint jedoch geringer ausgeprägt zu sein (Macdonald et al. 2004); reine Abstandsparameter hingegen geben vor allem Informationen über Textur und Periodizität einer Oberfläche (Löberg et al. 2010), so dass von einer alleinigen Nutzung derartiger Parameter ebenso abzusehen ist.

Zukünftig sollte daher beispielsweise Sci, der Kern-Flüssigkeits-Retentionsindex, als 3D-Parameter (Svanborg et al. 2010) Bestandteil der Analyse von Implantatoberflächen sein, da hier eine Beziehung zur Osseointegration gefunden wurde (kleine Werte korrelieren mit besserer Osseointegration); auch sollten die Untersuchungen auf die Nanometer-Ebene ausgedehnt werden, eventuell unter Nutzung von REM und Weißlichtinterferometer (Svanborg et al. 2010) oder AFM und REM (Wang et al. 2011). Die damit verbundene Anwendung neuer bzw. erweiterter Parameter wird dabei notwendig, da die üblichen (Sa, Ra etc.) nicht genügend

Differenzierung zwischen Makro- und Mikrostrukturen, wie sie heute auf Implantaten üblich sind, zulassen (Wang et al. 2011). Allerdings sind die in der Literatur von beispielsweise Löberg et al. (Löberg et al. 2010) oder Svanborg et al. (Svanborg et al. 2010) empfohlenen Parameter nicht alle statistisch stabil, wie Wang et al. im bereits zitierten Paper gezeigt haben, was bei der Selektion bedacht werden muss.

Generell ist eine bessere, ausführlichere Beschreibung der Topographie notwendig, da Vergleiche von Oberflächen sowohl innerhalb einer Arbeit als auch zwischen verschiedenen Arbeiten sonst schwierig sind (Wennerberg und Albrektsson 2009).

Dabei sollten besonders Filtereinstellungen sowie Messareale angegeben werden, um die Einordnung in die Literatur zu ermöglichen (Wennerberg und Albrektsson 2000). Auch bedarf es weiterer Studien zur Effektivität der Periimplantitistherapie, besonders unter Verwendung sinnvollerer Parameter sowohl zur Beschreibung der erzeugten Oberflächenveränderung als auch zur Bestimmung des Therapieerfolges (Lang und Jepsen 2009).

Im Rahmen der statistischen Auswertung ist anzumerken, dass der Einfluss der Verteilungsformen bei der Messung von Anpressdrücken eingeschätzt werden muss, da diese durch die Anwendung verschiedener Druckformen naturgemäß nicht normalverteilt sind. Bei den Benetzungsmessungen waren die Ausgangswerte normalverteilt, jedoch war diese Verteilung im Verlauf nicht für alle untersuchten Proben nachweisbar, was durch die Bearbeitung bzw. die geringe Streuung der Kontaktwinkelwerte für die Anatasproben bei voller Aktivierbarkeit (zwischen 0 und 5 Grad) begründet werden kann. Um diesen Fehlerquellen Rechnung zu tragen wurden nicht-parametrische Testverfahren eingesetzt, was in zukünftigen Studien eventuell ähnlich gehandhabt werden sollte. Allerdings ist bei diesen Verfahren mit einer geringeren Power zu rechnen, falls doch eine Normalverteilung der Daten vorlag.

Die kombinierte Bestimmung von Rauheit und Benetzbarkeit wie in dieser Arbeit, sollte als Standardvorgehen bei der Charakterisierung von Oberflächen in Betracht gezogen werden, sofern die untersuchte Fragestellung keine anderen Untersuchungen erfordert. Diese Kombination wurde bereits vereinzelt

eingesetzt, wobei Taborelli et al. bereits 1997 festgestellt haben, dass neben der Rauheit die Benetzbarkeit einen wichtigen Faktor für den Implantaterfolg darstellen könnte, dem zukünftig mehr Beachtung geschenkt werden sollte (Taborelli et al. 1997). Bei der Untersuchung von Anatasoberflächen könnte es zudem sinnvoll sein, zukünftig neben der Hydrophilie im Hinblick auf die Frage nach Kontaminationen auch den Anteil von Kohlenstoff auf den Oberflächen vor und nach Belichtung zu bestimmen (Ueno et al. 2010).

Eventuell könnte auch die freie Oberflächenenergie zusätzlich bestimmt werden, um bessere Rückschlüsse auf zukünftige Bakterienkolonisierung zu ermöglichen. Alternativ sollten die bearbeiteten Proben zumindest teilweise in eine weitere Versuchsreihe eingeschlossen werden, die das Wachstum von Plaque auf den veränderten Oberflächen prüft.

Im Hinblick auf den Verschleiß von Anatas wäre es sinnvoll zu wissen, wieviel Prozent einer Oberfläche von Anatas bedeckt sein müssen, um einen ausreichenden photokatalytischen Effekt zu erzielen. Hierzu existieren bisher noch keine Daten.

Im Hinblick auf die untersuchten Verfahren sollten zukünftige Studien auch Titanbürsten in die Versuchsanordnung aufnehmen, da diese mittlerweile regelmäßig in Studien genannt werden (John et al. 2014).

Anatas wurde in dieser Studie durch invasive Methoden deutlich stärker verschlissen als normales Titan. Da durch abrasive Vorgänge bei Bearbeitung Titan in umliegendes Gewebe versprengt werden kann, Titan aber Knochenneubildung negativ beeinflusst und in Form von Spänen Entzündungen auslösen kann (Cooper 2000), stellt sich die Frage, ob dies für Titandioxide wie Anatas ebenfalls gilt.

Zukünftig von Interesse ist in diesem Zusammenhang schließlich die von Anatas ausgehende Toxikologie. Auch unbearbeitete Titanimplantate geben über korrosive Vorgänge Ionen an den Blutkreislauf (Sarmiento-Gonzalez et al. 2009) und vor allem das umliegende Gewebe ab (Olmedo et al. 2009), wobei sich sowohl die Menge als auch Penetrationstiefe für herkömmliche Implantate mittlerer Rauheit nicht signifikant unterscheiden (Wennerberg et al. 2004). Bei der Bearbeitung von Oberflächen kommt es durch den Materialabtrag aber

immer auch zur Versprengung in das umliegende Gewebe. Für Rutil konnte gezeigt werden, dass es sich über den Blutweg in verschiedenen Organen ablagern kann, es im Gewebe aber weniger bioaktiv ist als amorphes TiO_2 (Valles et al. 2008); im direkten Vergleich zeigt Anatas dabei eine höhere Bioreaktivität, wobei beide Titandioxidmodifikationen zwar zu erhöhtem oxidativem Stress führen, eine Zellschädigung jedoch in beiden Fällen nicht beobachtet werden konnte (Olmedo et al. 2008).

4.7 Schlussfolgerung

Die vorliegende Arbeit hat den Effekt verschiedener klinisch relevanter Reinigungs- und Bearbeitungsmethoden auf unbearbeitete Implantatoberflächen untersucht.

Aus den Ergebnissen folgt für den Versuchsaufbau, dass die Kombination von qualitativen, quantitativen und auf der Funktion der untersuchten Anatasschicht beruhenden indirekten Nachweisverfahren zu aussagekräftigen Ergebnissen geführt hat. Weiterhin hat sich die online-Messung des Anpressdrucks im Hinblick auf die Einordnung in die Referenzliteratur sowie Kontrolle mit Herstellerangaben als probates, einfach durchzuführendes Mittel erwiesen, das auch für zukünftige derartige Versuche zu empfehlen ist.

Hinsichtlich der Verschleißuntersuchungen ist bekannt, dass die Oberfläche eines Implantats ein wichtiger Faktor für die Reosseointegration darstellt (Persson et al. 2001), so dass der Erhalt der Oberfläche bei der Therapie einer Periimplantitis von größter Bedeutung ist. Dies gilt besonders im Hinblick auf nanofunktionalisierte Oberflächen, wie sie in dieser Arbeit untersucht werden, da eine Beschädigung hier naturgemäß mit Funktionseinbußen vergesellschaftet ist. Ebenso ist jedoch eine effektive Dekontamination der Oberfläche maßgeblich. Anatas könnte dabei zukünftig dem Erhalt der Oberflächenstruktur dienen, indem durch Anlösung des Biofilms weniger invasive Maßnahmen zu dessen Entfernung angewendet werden können. Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit folgt, dass zur schonenden Bearbeitung dabei vor allem Pulverstrahlverfahren und Schallsclaler mit Kunststoffspitze eingesetzt werden sollten; die Politur mit einem Polierkelch mit

fluoridfreier Polierpaste sowie die Entfernung von Konkrement und Biofilm mit Plastikküretten zeigten in anderen Arbeiten unzureichende Reinigungseffektivität, führten in der vorliegenden Arbeit jedoch zu keinem nennenswerten Verschleiß der Oberflächen, so dass gerade diese beiden Verfahren durch die UV-Aktivierung profitieren dürften.

Da ebenfalls gezeigt werden konnte, dass anatasbeschichtete Abutments auch ohne UV-Bestrahlung weniger Mikroorganismen anlagern als unbeschichtete (Dorkhan et al. 2014) ist der Erhalt dieser Beschichtung auf diesen Implantatbereichen auch im Rahmen der Perimukositis- und Periimplantitisprophylaxe wichtig und sollte durch Anwendung der in dieser Arbeit als geeignet eingestuften Methoden durch die Dentalhygienikerin sichergestellt werden.

Weiterhin haben Sakuta et al. hat darauf hingewiesen, dass einer UV-Bestrahlung im Rahmen einer Periimplantitistherapie nach Lappenbildung und Defektdarstellung erst eine mechanische Entfernung des Biofilms vorausgehen sollte (Suketa et al. 2005), um die Oberfläche für die Belichtung zugänglicher zu machen, was nochmals die Notwendigkeit des Verzichts auf invasive Methoden unterstreicht.

Für die Sekundärstabilität von Implantaten sind Rauheit und Benetzbarkeit wesentliche Faktoren, da sie auf die Osteoblastendifferenzierung Einfluss nehmen (Elias et al. 2008, Strnad et al. 2007). Dabei sollte den Autoren folgend eine Erhöhung der Rauheit einer Oberfläche, die mit einer Oberflächenvergrößerung einher geht, auch mit einer Verbesserung der Benetzbarkeit einhergehen, damit die vergrößerte Oberfläche auch entsprechend genutzt werden kann. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass eine Rauheitszunahme während der Bearbeitung auch zu einer Änderung der Benetzbarkeit von sowohl Titan- als auch Anatasprüfkörpern führt; weiterhin tritt ein Verlust der Aktivierbarkeit auf. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass dieser bei der Politur der Anatasoberfläche deutlicher ausfiel als bei der reinen Aufrauung. Besonders für die Bearbeitung mit Metallhandinstrumenten und Schallscalern mit Metallspitze fand sich eine

Restaktivierbarkeit von Anatas, deren mögliche klinische Bedeutung jedoch unklar bleibt, so dass deren Anwendung weiterhin abzulehnen ist.

Da anatasbeschichtete Oberflächen die Osseointegration unterstützen, ist auch für den später knochenbegrenzten Anteil des Implantats der Erhalt der Beschichtung wünschenswert. Neben den bereits genannten Methoden sollte im Fall einer notwendigen Implantoplastik dem roten Schleifkörper Vorzug gegenüber dem feineren gelb beringten Diamanten gegeben werden, da gezeigt werden konnte, dass die Anwendung des letzteren höhere Rauheiten erzeugt. Bei der Politur eingebneter Gewindeanteile, die später in der Mundhöhle zum Liegen kommen, sollte darauf geachtet werden, den Bereich zwischen den ehemaligen Gewinden zu schonen, da besonders der Brownie[®] zu einer kompletten Entfernung der Anatasschicht führt. Auch ist es nach den Ergebnissen dieser Arbeit nicht unbedingt nötig, beide Polierer zu benutzen, da bereits der Brownie[®] Rauheitswerte erzeugt, von denen eine geringe Plaqueanlagerung erwartet werden kann.

Schließlich kann festgestellt werden, dass in der vorliegenden Arbeit einige Methoden identifiziert werden konnten, mit denen zukünftig die Reinigung von Nanobeschichtungen auf Implantaten ohne Beschädigung und damit einhergehende Funktionseinbußen möglich ist.

5 Zusammenfassung

Eine materialschonende Reduktion bakterieller Biofilme stellt einen wesentlichen Faktor im Rahmen der Prophylaxe und Therapie einer Periimplantitis dar. Multifunktionelle Nanoschichten aus Anatas sollen auf Dentalimplantaten biomedizinische Verwendung finden, da sie durch UV-A-Belichtung hydrophilierbar und photokatalytisch aktivierbar sind. Ziel der in vitro Studie war es, verschleißbedingte Einschränkungen der Funktionalität dieser Schichten durch Bearbeitungsmethoden, die im Rahmen der zahnärztlichen Prophylaxe und Periimplantitistherapie eingesetzt werden, zu untersuchen.

Anatas-beschichtete Titan-Prüfkörper und unbeschichtete Referenzen wurden mit Handküretten, Schallscalern, diamantierten Schleifkörpern, Polierern und Pulverstrahlverfahren standardisiert bearbeitet. Der Verschleiß wurde qualitativ mittels REM und Visiometer, quantitativ über Topographieanalysen mittels Tastnadelverfahren bewertet und die Restfunktionalität benetzungsanalytisch untersucht.

Während diamantierte Schleifkörper und Gummipolierer die Anatasschicht zum Teil komplett entfernten und ihre Funktion zerstörten, verursachten Schallscaler und Pulverstrahlverfahren geringeren Verschleiß und keine Einschränkung der Funktionalität.

Der Vergleich der Rauheitsdaten mit publizierten Referenzbereichen für Osseointegration und Bakterienadhärenz legt nahe, dass invasive Methoden wie Metallküretten supragingival zu Plaquebildung führen können, während subgingival durch diamantierte Schleifkörper trotz Anatasverlust günstige Rauheiten für eine Re-Osseointegration vorliegen können.

Da abhängig von der gewählten Bearbeitungsmethode die Integrität und Funktion der anatasmodifizierten Oberfläche unterschiedlich beeinflusst wird, sollte nicht-invasiven Methoden wie der Reinigung mit Kunststoffküretten im supragingivalen Bereich der Vorzug gegeben werden. Auch für die anderen Bearbeitungsmethoden lassen sich Anwendungsempfehlungen für die spätere prophylaktische und therapeutische Versorgung nanobeschichteter Implantate in der zahnärztlichen Praxis ableiten.

6 Literaturverzeichnis

Ahn S-J, Han J-S, Lim B-S und Lim Y-J (2011) Comparison of Ultraviolet Light-Induced Photocatalytic Bactericidal Effect on Modified Titanium Implant Surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26: 39-44.

Aita H, Hori N, Takeuchi M, Suzuki T, Yamada M, Anpo M und Ogawa T (2009) The effect of ultraviolet functionalization of titanium on integration with bone. *Biomaterials* 30: 1015-1025.

Al Qahtani MSA, Wu Y, Spintzyk S, Krieg P, Killinger A, Schweizer E, Stephan I, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J und Rupp F (2015) UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants. *Dental Materials* 31: e157-e167.

Albrektsson T (2008) Hard tissue implant interface. *Australian Dental Journal* 53: S34-S38.

Albrektsson T, Buser D und Sennerby L (2012) Crestal Bone Loss and Oral Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 783-791.

Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A und Wennerberg A (2014) Is Marginal Bone Loss around Oral Implants the Result of a Provoked Foreign Body Reaction? *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 16: 155-165.

Albrektsson T und Johansson C (2001) Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 10 Suppl 2: S96-101.

Albrektsson T, Sennerby L und Wennerberg A (2008) State of the art of oral implants. *Periodontol* 2000 47: 15-26.

Albrektsson T und Wennerberg A (2004) Oral implant surfaces: Part 1 - Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics* 17: 536-543.

Albrektsson T und Wennerberg A (2005) The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 71: 327.

Algraffee H, Borumandi F und Cascarini L (2012) Peri-implantitis. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 50: 689-694.

Amoroso PF, Adams RJ, Waters MG und Williams DW (2006) Titanium surface modification and its effect on the adherence of *Porphyromonas gingivalis*: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 17: 633-637.

Anselme K, Bigerelle M, Noel B, Dufresne E, Judas D, Iost A und Hardouin P (2000) Qualitative and quantitative study of human osteoblast adhesion on materials with various surface roughnesses. *J Biomed Mater Res* 49: 155-166.

Anselme K, Davidson P, Popa AM, Giazon M, Liley M und Ploux L (2010) The interaction of cells and bacteria with surfaces structured at the nanometre scale. *Acta Biomaterialia* 6: 3824-3846.

Aprile C, Corma A und Garcia H (2008) Enhancement of the photocatalytic activity of TiO₂ through spatial structuring and particle size control: from subnanometric to submillimetric length scale. *Physical Chemistry Chemical Physics* 10: 769-783.

Arcelli D, Palmieri A, Pezzetti F, Brunelli G, Zollino I und Carinci F (2007) Genetic effects of a titanium surface on osteoblasts: a meta-analysis. *J Oral Sci* 49: 299-309.

Arima Y und Iwata H (2007) Effect of wettability and surface functional groups on protein adsorption and cell adhesion using well-defined mixed self-assembled monolayers. *Biomaterials* 28: 3074-3082.

Ata-Ali J, Candel-Marti ME, Flichy-Fernandez AJ, Penarrocha-Oltra D, Balaguer-Martinez JF und Diago MP (2011) Peri-implantitis: Associated microbiota and treatment. *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal* 16: C937-C943.

Att W, Hori N, Iwasa F, Yamada M, Ueno T und Ogawa T (2009a) The effect of UV-photofunctionalization on the time-related bioactivity of titanium and chromium-cobalt alloys. *Biomaterials* 30: 4268-4276.

Att W, Hori N, Takeuchi M, Ouyang J, Yang Y, Anpo M und Ogawa T (2009b) Time-dependent degradation of titanium osteoconductivity: an implication of biological aging of implant materials. *Biomaterials* 30: 5352-5363.

Att W, Takeuchi M, Suzuki T, Kubo K, Anpo M und Ogawa T (2009c) Enhanced osteoblast function on ultraviolet light-treated zirconia. *Biomaterials* 30: 1273-1280.

Augthun M, Tinschert J und Huber A (1998) In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 69: 857-864.

Bach G, Neckel C, Mall C und Krekeler G (2000) Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent* 9: 247-251.

Barbour ME, Gandhi N, el-Turki A, O'Sullivan DJ und Jagger DC (2009) Differential adhesion of *Streptococcus gordonii* to anatase and rutile titanium dioxide surfaces with and without functionalization with chlorhexidine. *J Biomed Mater Res A* 90: 993-998.

Barbour ME, O'Sullivan DJ, Jenkinson HF und Jagger DC (2007) The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. *J Mater Sci Mater Med* 18: 1439-1447.

Belibasakis GN (2014) Microbiological and immuno-pathological aspects of pen-implant diseases. *Archives of Oral Biology* 59: 66-72.

Blateyron F (2013) The Areal Field Parameters. In: Leach R Auflage *Characterisation of Areal Surface Texture*: 15-43. Springer Berlin Heidelberg.

Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M und van Steenberghe D (1996) The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 7: 201-211.

Branemark PI (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399-410.

Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH und Tonetti M (2004) Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 35: 124-133.

Brookshire FV, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert GJ und Chada S (1997) The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 78: 286-294.

Buchmann R, Khoury F, Hesse T, Müller RF und Lange DE (1996) Antimikrobielle Therapie der periimplantären Erkrankung*. Z Zahnärztl Implantol 12: 152-157.

Buchmann R, Khoury F, Müller RF und Lange DE (1997) Die Therapie der progressiven marginalen Parodontitis und Periimplantitis. Dtsch Zahnärztl Z 52: 421-426.

Büchter A, Dirkmann E, Joos U und Kleinheinz J (2003) Implantatverlust nach Periimplantitistherapie. Z Zahnärztl Implantol 19: 185-188.

Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A und Steinemann SG (2004) Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. Journal of Dental Research 83: 529-533.

Cheng CL, Sun DS, Chu WC, Tseng YH, Ho HC, Wang JB, Chung PH, Chen JH, Tsai PJ, Lin NT, Yu MS und Chang HH (2009) The effects of the bacterial interaction with visible-light responsive titania photocatalyst on the bactericidal performance. J Biomed Sci 16: 7.

Choi JY, Chung CJ, Oh KT, Choi YJ und Kim KH (2009) Photocatalytic antibacterial effect of TiO₂ film of TiAg on Streptococcus mutans. Angle Orthod 79: 528-532.

Chrcanovic BR, Albrektsson T und Wennerberg A (2014) Periodontally compromised vs. periodontally healthy patients and dental implants: A systematic review and meta-analysis. Journal of Dentistry 42: 1509-1527.

Chun MJ, Shim E, Kho EH, Park KJ, Jung J, Kim JM, Kim B, Lee KH, Cho DL, Bai DH, Lee SI, Hwang HS und Ohk SH (2007) Surface modification of orthodontic wires with photocatalytic titanium oxide for its antiadherent and antibacterial properties. Angle Orthod 77: 483-488.

Claffey N, Clarke E, Polyzois I und Renvert S (2008) Surgical treatment of peri-implantitis. Journal of Clinical Periodontology 35: 316-332.

Clementini M, Rossetti PHO, Penarrocha D, Micarelli C, Bonachela WC und Canullo L (2014) Systemic risk factors for peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 43: 323-334.

Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NRF, Cardaropoli G, Thompson VP und Lemons JE (2009) Basic Research Methods and Current Trends of Dental Implant Surfaces. Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials 88B: 579-596.

Cooper LF (2000) A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. J Prosthet Dent 84: 522-534.

da Silva ESC, Feres M, Figueiredo LC, Shibli JA, Ramiro FS und Faveri M (2014) Microbiological diversity of peri-implantitis biofilm by Sanger sequencing. Clinical Oral Implants Research 25: 1192-1199.

Del Curto B, Brunella MF, Giordano C, Pedefferri MP, Valtulina V, Visai L und Cigada A (2005) Decreased bacterial adhesion to surface-treated titanium. International Journal of Artificial Organs 28: 718-730.

Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C und Caffesse RG (1994) Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. J Periodontol 65: 942-948.

Deutsches Institut für Normung (2010a) DIN EN ISO 4287: Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit Berlin: Beuth.

Deutsches Institut für Normung (2010b) DIN EN ISO 25178-6: Geometrische Produktspezifikation (GPS) – Oberflächenbeschaffenheit: Flächenhaft – Teil 6: Klassifizierung von Methoden zur Messung der Oberflächenbeschaffenheit. Berlin: Beuth.

Deutsches Institut für Normung (2012a) DIN EN ISO 25178-2: Geometrische Produktspezifikation (GPS) – Oberflächenbeschaffenheit: Flächenhaft – Teil 2: Begriffe und Oberflächen-Kenngrößen. Berlin: Beuth.

Deutsches Institut für Normung (2012b) DIN EN ISO 25178-3: Geometrische Produktspezifikation (GPS) – Oberflächenbeschaffenheit: Flächenhaft – Teil 3: Spezifikationsoperatoren. Berlin: Beuth.

Deyneka-Dupriez N, Kocdemir B, Herr U, Fecht HJ, Wilke HJ und Claes L (2007) Interfacial shear strength of titanium implants in bone is significantly improved by surface topographies with high pit density and microroughness. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 82: 305-312.

Dhore CR, Snel SJ, Jacques SVN, Naert IE, Walboomers XF und Jansen JA (2008) In vitro osteogenic potential of bone debris resulting from placement of titanium screw-type implants. Clinical Oral Implants Research 19: 606-611.

Dmytryk JJ, Fox SC und Moriarty JD (1990) The Effects of Scaling Titanium Implant Surfaces With Metal and Plastic Instruments on Cell Attachment. *Journal of Periodontology* 61: 491-496.

Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang B-S, Sul Y-T und Albrektsson T (2010) Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in Biotechnology* 28: 198-206.

Dong WP, Sullivan PJ und Stout KJ (1994a) Comprehensive study of parameters for characterizing 3-dimensional surface-topography. 3. Parameters for characterizing amplitude and some functional properties. *Wear* 178: 29-43.

Dong WP, Sullivan PJ und Stout KJ (1994b) Comprehensive study of parameters for characterizing 3-dimensional surface-topography. 4. Parameters for characterizing spatial and hybrid properties. *Wear* 178: 45-60.

Dorkhan M, Hall J, Uvdal P, Sandell A, Svensater G und Davies JR (2014) Crystalline anatase-rich titanium can reduce adherence of oral streptococci. *Biofouling* 30: 751-759.

Dortbudak O, Haas R, Bernhart T und Mailath-Pokorny G (2001) Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research* 12: 104-108.

Drago L, Del Fabbro M, Bortolin M, Vassena C, De Vecchi E und Taschieri S (2014) Biofilm Removal and Antimicrobial Activity of Two Different Air-Polishing Powders: An In Vitro Study. *Journal of Periodontology* 85: E363-E369.

Drnovsek N, Rade K, Milacic R, Strancar J und Novak S (2012) The properties of bioactive TiO₂ coatings on Ti-based implants. *Surface & Coatings Technology* 209: 177-183.

Duarte PM, de Mendonca AC, Braz Maximo MB, Santos VR, Bastos MF und Nociti FH, Jr. (2009a) Effect of Anti-Infective Mechanical Therapy on Clinical Parameters and Cytokine Levels in Human Peri-Implant Diseases. *Journal of Periodontology* 80: 234-243.

Duarte PM, Reis AF, de Freitas PM und Ota-Tsuzuki C (2009b) Bacterial adhesion on smooth and rough titanium surfaces after treatment with different instruments. *J Periodontol* 80: 1824-1832.

Elias CN, Oshida Y, Lima JHC und Muller CA (2008) Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 1: 234-242.

Elter C, Heuer W, Demling A, Hannig M, Heidenblut T, Bach FW und Stiesch-Scholz M (2008) Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 327-334.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Edlund T und Lindhe J (1996) The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 7: 320-328.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U und Thomsen P (1998a) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 106: 527-551.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U und Thomsen P (1998b) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106: 721-764.

Fox SC, Moriarty JD und 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.

Frach P, Glöß D, Metzner C, Modes T, Scheffel B und Zywitzki O (2006) Deposition of photocatalytic TiO₂ layers by pulse magnetron sputtering and by plasma-activated evaporation. *Vacuum* 80: 679-683.

Gehrke P, Jansen R, Dhom G und Neugebauer J (2006) Prospektive Studie der „Friadent plus“ Implantatoberfläche: Zwei Jahre klinische Erfahrungen. *Z Zahnärztl Implantol* 22: 29-34.

Gittens RA, McLachlan T, Olivares-Navarrete R, Cai Y, Berner S, Tannenbaum R, Schwartz Z, Sandhage KH und Boyan BD (2011) The effects of combined micron-/submicron-scale surface roughness and nanoscale features on cell proliferation and differentiation. *Biomaterials* 32: 3395-3403.

Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Cheng A, Anderson DM, McLachlan T, Stephan I, Geis-Gerstorfer J, Sandhage KH, Fedorov AG, Rupp F, Boyan

BD, Tannenbaum R und Schwartz Z (2013) The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomaterialia* 9: 6268-6277.

Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z und Boyan BD (2014) A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia* 10: 2907-2918.

Gnoth SH, Weibrich G, Gotz H, Krummenauer F und Wagner W (2001) Surface effects on Ti-implant abutments by different hygiene instruments. *Journal of Dental Research* 80: 1217-1217.

Gosau M, Hahnel S, Schwarz F, Gerlach T, Reichert TE und Burgers R (2010) Effect of six different peri-implantitis disinfection methods on in vivo human oral biofilm. *Clinical Oral Implants Research* 21: 866-872.

Hall J und Lausmaa J (2000) Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Appl Osseointegration Res* 1: 5-8.

Hansson S (2000) Surface roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone: a critical analysis. *Journal of Biomechanics* 33: 1297-1303.

Hansson S, Löberg J, Mattison I und Ahlberg E (2010) Characterisation of Titanium Dental Implants. II: Local Biomechanical Model. *The Open Biomaterials Journal* 2: 36-52.

Hansson S und Norton M (1999) The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *Journal of Biomechanics* 32: 829-836.

Hashimoto K, Irie H und Fujishima A (2005) TiO₂ Photocatalysis: A Historical Overview and Future Prospects. *Japanese Journal of Applied Physics* 44: 8269-8285.

Hayashi M, Jimbo R, Xue Y, Mustafa K, Andersson M und Wennerberg A (2014) Photocatalytically induced hydrophilicity influences bone remodelling at longer healing periods: a rabbit study. *Clinical Oral Implants Research* 25: 749-754.

He J, Zhou W, Zhou X, Zhong X, Zhang X, Wan P, Zhu B und Chen W (2008) The anatase phase of nanotopography titania plays an important role on

osteoblast cell morphology and proliferation. J Mater Sci Mater Med 19: 3465-3472.

Heitz-Mayfield LJA (2008) Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. Journal of Clinical Periodontology 35: 292-304.

Heitz-Mayfield LJA und Lang NP (2010) Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis. Periodontol. 2000 53: 167-181.

Heitz-Mayfield LJA und Mombelli A (2014) The Therapy of Peri-implantitis: A Systematic Review. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 29: 325-345.

Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE, Mombelli A, Faddy M, Lang NP und Implant Complication Res G (2012) Anti-infective surgical therapy of peri-implantitis. A 12-month prospective clinical study. Clinical Oral Implants Research 23: 205-210.

Homiak AW, Cook PA und DeBoer J (1992) Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study. J Prosthet Dent 67: 364-369.

Hori N, Att W, Ueno T, Sato N, Yamada M, Saruwatari L, Suzuki T und Ogawa T (2009) Age-dependent Degradation of the Protein Adsorption Capacity of Titanium. Journal of Dental Research 88: 663-667.

Ibrahim Z, Stempel J, Zöllner A und Tschernitschek H (2006) Bakterielle Besiedelung bei mehrteiligen Implantaten – eine In-vivo-Studie. Dtsch Zahnärztl Z 61: 358-363.

Ibrahim Z, Tschernitschek H und Roßbach A (2005) Therapie und Rezidivprophylaxe einer Periimplantitis. Z Zahnärztl Implantol 21: 174-179.

John G, Becker J und Schwarz F (2014) Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces - an in vitro study. Clinical Oral Implants Research 25: 838-842.

John G und Mihatovic I (2015) Dekontamination an Titanimplantaten. Implantologie 23: 297-303.

Kang B-S, Sul Y-T, Oh S-J, Lee H-J und Albrektsson T (2009) XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants. *Acta Biomaterialia* 5: 2222-2229.

Kang IC, Zhang Q, Yin S, Sato T und Saito F (2008) Improvement in photocatalytic activity of TiO₂ under visible irradiation through addition of N-TiO₂. *Environ Sci Technol* 42: 3622-3626.

Karbach J, Callaway A, Kwon YD, d'Hoedt B und Al-Nawas B (2009) Comparison of five parameters as risk factors for peri-mucositis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 491-496.

Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B und Karring T (2005) Treatment of peri-implantitis by the Vector system. *Clin Oral Implants Res* 16: 288-293.

Kawashima H, Sato S, Kishida M, Yagi H, Matsumoto K und Ito K (2007) Treatment of titanium dental implants with three piezoelectric ultrasonic scalers: an in vivo study. *J Periodontol* 78: 1689-1694.

Kern T, Yang Y, Glover R und Ong JL (2005) Effect of heat-treated titanium surfaces on protein adsorption and osteoblast precursor cell initial attachment. *Implant Dent* 14: 70-76.

Kotsovilis S, Karoussis IK, Trianti M und Fourmoussis I (2008) Therapy of peri-implantitis: a systematic review. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 621-629.

Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, Gotz H, Jansen B, Duschner H und d'Hoedt B (2005) In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er : YAG laser and an air powder system. *Clinical Oral Implants Research* 16: 36-43.

Kunzler TP, Drobek T, Schuler M und Spencer ND (2007) Systematic study of osteoblast and fibroblast response to roughness by means of surface-morphology gradients. *Biomaterials* 28: 2175-2182.

Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE und Sanz M (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19: 150-154.

Lang NP, Berglundh T und Working Grp 4 Seventh European W (2011a) Periimplant diseases: where are we now? - Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. Journal of Clinical Periodontology 38: 178-181.

Lang NP und Jepsen S (2009) Implant surfaces and design (Working Group 4). Clinical Oral Implants Research 20: 228-231.

Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N und Bosshardt DD (2011b) Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. Clinical Oral Implants Research 22: 349-356.

Lang NP, Wilson TG und Corbet EF (2000) Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implants Res 11 Suppl 1: 146-155.

Laugisch O, Salvi GE und Sculean A (2011) Zahnimplantate im parodontal vorgeschädigten Gebiss. wissen kompakt 5: 3-10.

Le Guehennec L, Lopez-Heredia M-A, Enkel B, Weiss P, Amouriq Y und Layrolle P (2008) Osteoblastic cell behaviour on different titanium implant surfaces. Acta Biomaterialia 4: 535-543.

Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P und Amouriq Y (2007) Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dental Materials 23: 844-854.

Leach R (2013) Introduction to Surface Topography. In: Leach R Auflage Characterisation of Areal Surface Texture: 1-13. Springer Berlin Heidelberg.

Lee MC, Yoshino F, Shoji H, Takahashi S, Todoki K, Shimada S und Kuse-Barouch K (2005) Characterization by electron spin resonance spectroscopy of reactive oxygen species generated by titanium dioxide and hydrogen peroxide. J Dent Res 84: 178-182.

Lemons JE (2004) Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. The Journal of oral implantology 30: 318-324.

Li JY und Wang HL (2014) Biomarkers Associated With Periimplant Diseases. Implant Dent. 23: 607-611.

Li L, Zhu Z, Huang C und Chen W (2008) Ultrasound: a potential technique to improve osseointegration of dental implants. *Med Hypotheses* 71: 568-571.

Lindhe J, Meyle J und on behalf of Group DotEWoP (2008) Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 282-285.

Lindquist LW, Carlsson GE und Jemt T (1997) Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: A 10-year follow-up study. *Journal of Dental Research* 76: 1667-1674.

Löberg J, Mattison I, Hansson S und Ahlberg E (2010) Characterisation of Titanium Dental Implants I: Critical Assessment of Surface Roughness Parameters. *The Open Biomaterials Journal* 2: 18-35.

Loeberg J, Mattisson I und Ahlberg E (2014) Integrated biomechanical and topographical surface characterization (IBTSC). *Applied Surface Science* 290: 215-222.

Lopez-Huerta F, Cervantes B, Gonzalez O, Hernandez-Torres J, Garcia-Gonzalez L, Vega R, Herrera-May AL und Soto E (2014) Biocompatibility and Surface Properties of TiO₂ Thin Films Deposited by DC Magnetron Sputtering. *Materials* 7: 4105-4117.

Lorenzetti M, Biglino D, Novak S und Kobe S (2014a) Photoinduced properties of nanocrystalline TiO₂-anatase coating on Ti-based bone implants. *Materials Science and Engineering: C* 37: 390-398.

Lorenzetti M, Dogsa I, Stosicki T, Stopar D, Kalin M, Kobe S und Novak S (2015) The influence of surface modification on bacterial adhesion to titanium-based substrates. *ACS applied materials & interfaces* 7: 1644-1651.

Lorenzetti M, Pellicer E, Sort J, Baro MD, Kovac J, Novak S und Kobe S (2014b) Improvement to the Corrosion Resistance of Ti-Based Implants Using Hydrothermally Synthesized Nanostructured Anatase Coatings. *Materials* 7: 180-194.

Louropoulou A, Slot DE und Van der Weijden F (2014) The effects of mechanical instruments on contaminated titanium dental implant surfaces: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 25: 1149-1160.

Louropoulou A, Slot DE und Van der Weijden FA (2012) Titanium surface alterations following the use of different mechanical instruments: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 23: 643-658.

Luttrell T, Halpegamage S, Tao JG, Kramer A, Sutter E und Batzill M (2014) Why is anatase a better photocatalyst than rutile? - Model studies on epitaxial TiO₂ films. *Sci Rep* 4: 8.

Macdonald W, Campbell P, Fisher J und Wennerberg A (2004) Variation in surface texture measurements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 70: 262-269.

Mann M, Parmar D, Walmsley AD und Lea SC (2012) Effect of plastic-covered ultrasonic scalers on titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 23: 76-82.

Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C und Lang NP (1996) Maintenance of implants: an in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Implants Res* 7: 64-72.

McCollum J, Oneal RB, Brennan WA, Vandyke TE und Horner JA (1992) The Effect of Titanium Implant Abutment Surface Irregularities on Plaque Accumulation In Vivo. *Journal of Periodontology* 63: 802-805.

Meier RM, Pfammatter C, Zitzmann NU, Filippi A und Kuhl S (2012) Surface quality after implantoplasty. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 122: 714-724.

Meirelles L, Currie F, Jacobsson M, Albrektsson T und Wennerberg A (2008) The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 641-647.

Mendonça G, Mendonça DBS, Aragão FJL und Cooper LF (2008) Advancing dental implant surface technology – From micron- to nanotopography. *Biomaterials* 29: 3822-3835.

Mengel R, Buns CE, Mengel C und Flores-de-Jacoby L (1998) An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 91-96.

Mengel R, Meer C und Flores-de-Jacoby L (2004) The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 232-238.

Meschenmoser A, d'Hoedt B, Meyle J, Elssner G, Korn D, Hammerle H und Schulte W (1996) Effects of various hygiene procedures on the surface characteristics of titanium abutments. *J Periodontol* 67: 229-235.

Mishler OP und Shiao HJ (2014) Management of Peri-implant Disease: A Current Appraisal. *Journal of Evidence Based Dental Practice* 14, Supplement: 53-59.

Mombelli A (2002) Microbiology and antimicrobial therapy of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 28: 177-189.

Mombelli A, Mueller N und Cionca N (2012) The epidemiology of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research* 23: 67-76.

Morinaga K, Kido H, Sato A, Watazu A und Matsuura M (2009) Chronological changes in the ultrastructure of titanium-bone interfaces: analysis by light microscopy, transmission electron microscopy, and micro-computed tomography. *Clin Implant Dent Relat Res* 11: 59-68.

Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM und Albrektsson T (2012) The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res* 14: 170-183.

Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S und Van Reck J (1998) An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 9: 185-194.

Myshin HL und Wiens JP (2005) Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 94: 440-444.

Neukam FW und Esser E (2000) [Implantology]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4 Suppl 1: S249-256.

Olmedo DG, Tasat DR, Duffo G, Guglielmotti MB und Cabrini RL (2009) The issue of corrosion in dental implants: a review. *Acta Odontol Latinoam* 22: 3-9.

Olmedo DG, Tasat DR, Evelson P, Guglielmotti MB und Cabrini RL (2008) Biological response of tissues with macrophagic activity to titanium dioxide. *J Biomed Mater Res A* 84: 1087-1093.

Orsini G, Piattelli M, Scarano A, Petrone G, Kenealy J, Piattelli A und Caputi S (2007) Randomized, controlled histologic and histomorphometric evaluation of implants with nanometer-scale calcium phosphate added to the dual acid-etched surface in the human posterior maxilla. *Journal of Periodontology* 78: 209-218.

Passoni BB, Dalago HR, Schuldt G, de Souza JGO, Benfatti CAM, Magini RD und Bianchini MA (2014) Does the number of implants have any relation with peri-implant disease? *J. Appl. Oral Sci.* 22: 403-408.

Pereira da Silva CH, Vidigal GM, Jr., de Uzeda M und de Almeida Soares G (2005) Influence of titanium surface roughness on attachment of *Streptococcus sanguis*: an in vitro study. *Implant Dent* 14: 88-93.

Persson GR und Renvert S (2014) Cluster of Bacteria Associated with Peri-Implantitis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 16: 783-793.

Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C und Renvert S (2010) Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a single-blinded randomized longitudinal clinical study. II. Microbiological results. *Journal of Clinical Periodontology* 37: 563-573.

Persson LG, Berglundh T, Sennerby L und Lindhe A (2001) Reosseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces - An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 12: 595-603.

Petersson IU, Loberg JEL, Fredriksson AS und Ahlberg EK (2009) Semi-conducting properties of titanium dioxide surfaces on titanium implants. *Biomaterials* 30: 4471-4479.

Pröbster L, Lin W und Hüttemann H (1992) Effect of fluoride prophylactic agents on titanium surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7:

Qian J, Wennerberg A und Albrektsson T (2012) Reasons for Marginal Bone Loss around Oral Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 792-807.

Quirynen M (1994) The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra- and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. *J Dent* 22 Suppl 1: S13-16.

Quirynen M und Bollen CML (1995) The influence of surface roughness and surface-free energy on supragingival and subgingival plaque-formation in man - A review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology* 22: 1-14.

Quirynen M, De Soete M und van Steenberghe D (2002) Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research* 13: 1-19.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL und van Steenberghe D (1990) The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 17: 138-144.

Quirynen M, Van der Mei HC, Bollen CM, Van den Bossche LH, Doornbusch GI, van Steenberghe D und Busscher HJ (1994) The influence of surface-free energy on supra- and subgingival plaque microbiology. An in vivo study on implants. *J Periodontol* 65: 162-167.

Rams TE, Degener JE und van Winkelhoff AJ (2014) Antibiotic resistance in human peri-implantitis microbiota. *Clinical Oral Implants Research* 25: 82-90.

Rapley JW, Swan RH, Hallmon WW und Mills MP (1990) The surface characteristics produced by various oral hygiene instruments and materials on titanium implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 47-52.

Rehman S, Ullah R, Butt AM und Gohar ND (2009) Strategies of making TiO₂ and ZnO visible light active. *J Hazard Mater* 170: 560-569.

Renvert S, Aghazadeh A, Hallstrom H und Persson GR (2014) Factors related to peri-implantitis-a retrospective study. *Clinical Oral Implants Research* 25: 522-529.

Renvert S, Polyzois I und Claffey N (2011) How do implant surface characteristics influence peri-implant disease? *Journal of Clinical Periodontology* 38: 214-222.

Renvert S, Polyzois I und Maguire R (2009a) Re-osseointegration on previously contaminated surfaces: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 20: 216-227.

Renvert S, Roos-Jansaker AM und Claffey N (2008) Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 305-315.

Renvert S, Samuelsson E, Lindahl C und Persson GR (2009b) Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a double-blind randomized longitudinal clinical study. I: clinical results. *Journal of Clinical Periodontology* 36: 604-609.

Riley DJ, Bavastrello V, Covani U, Barone A und Nicolini C (2005) An in-vitro study of the sterilization of titanium dental implants using low intensity UV-radiation. *Dent Mater* 21: 756-760.

Romanos GE und Weitz D (2012) Therapy of Peri-Implant Diseases. Where is the Evidence? *Journal of Evidence Based Dental Practice* 12: 204-208.

Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D und Vogel G (2005) Therapy of peri-implantitis with resective surgery - A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. *Clinical Oral Implants Research* 16: 9-18.

Romeo E, Lops D, Chiapasco M, Ghisolfi M und Vogel G (2007) Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part II: radiographic outcome. *Clinical Oral Implants Research* 18: 179-187.

Rossi S, Moritz N, Tirri T, Peltola T, Areva S, Jokinen M, Happonen RP und Narhi T (2007) Comparison between sol-gel-derived anatase- and rutile-structured TiO₂ coatings in soft-tissue environment. *J Biomed Mater Res A* 82: 965-974.

Ruhling A, Kocher T, Kreuzsch J und Plagmann HC (1994) Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon-coated sonic and ultrasonic scaler tips and various implant curettes. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 5: 19-29.

Rupp F, Gittens RA, Scheideler L, Marmur A, Boyan BD, Schwartz Z und Geis-Gerstorfer J (2014) A review on the wettability of dental implant surfaces I: Theoretical and experimental aspects. *Acta Biomaterialia* 10: 2894-2906.

Rupp F, Haupt M, Eichler M, Doering C, Klostermann H, Scheideler L, Lachmann S, Oehr C, Wendel HP, Decker E, Geis-Gerstorfer J und von Ohle C (2012) Formation and Photocatalytic Decomposition of a Pellicle on Anatase Surfaces. *Journal of Dental Research* 91: 104-109.

Rupp F, Haupt M, Klostermann H, Kim HS, Eichler M, Peetsch A, Scheideler L, Doering C, Oehr C, Wendel HP, Sinn S, Decker E, von Ohle C und Geis-Gerstorfer J (2010) Multifunctional nature of UV-irradiated nanocrystalline anatase thin films for biomedical applications. *Acta Biomaterialia* 6: 4566-4577.

Rupp F, Scheideler L, Eichler M und Geis-Gerstorfer J (2011) Wetting Behavior of Dental Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26: 1256-1266.

Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M und Geis-Gerstorfer J (2006) Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res A* 76: 323-334.

Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D und Geis-Gerstorfer J (2004) Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 25: 1429-1438.

Sahm N, Becker J, Santel T und Schwarz F (2011) Non-surgical treatment of peri-implantitis using an air-abrasive device or mechanical debridement and local application of chlorhexidine: a prospective, randomized, controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology* 38: 872-878.

Sarmiento-Gonzalez A, Encinar JR, Marchante-Gayon JM und Sanz-Medel A (2009) Titanium levels in the organs and blood of rats with a titanium implant, in the absence of wear, as determined by double-focusing ICP-MS. *Anal Bioanal Chem* 393: 335-343.

Sato S, Kishida M und Ito K (2004) The comparative effect of ultrasonic scalers on titanium surfaces: an in vitro study. *J Periodontol* 75: 1269-1273.

Sawase T, Jimbo R, Baba K, Shibata Y, Ikeda T und Atsuta M (2008) Photo-induced hydrophilicity enhances initial cell behavior and early bone apposition. Clin Oral Implants Res 19: 491-496.

Sawase T, Jimbo R, Wennerberg A, Suketa N, Tanaka Y und Atsuta M (2007) A novel characteristic of porous titanium oxide implants. Clin Oral Implants Res 18: 680-685.

Schmage P, Kahili F, Nergiz I, Scorziello TM, Platzner U und Pfeiffer P (2014) Cleaning Effectiveness of Implant Prophylaxis Instruments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 29: 331-337.

Schmage P, Thielemann J, Nergiz I, Scorziello TM und Pfeiffer P (2012) Effects of 10 Cleaning Instruments on Four Different Implant Surfaces. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 27: 308-317.

Schneider GB, Perinpanayagam H, Clegg M, Zaharias R, Seabold D, Keller J und Stanford C (2003) Implant surface roughness affects osteoblast gene expression. J Dent Res 82: 372-376.

Schwarz F, Bieling K, Bonsmann M, Latz T und Becker J (2006a) Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: a controlled clinical study. Clin Oral Investig 10: 279-288.

Schwarz F, Bieling K, Sculean A, Herten M und Becker J (2004) [Treatment of periimplantitis with laser or ultrasound. A review of the literature]. Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 1228-1235.

Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Hartig B und Becker J (2009a) Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 88: 83-91.

Schwarz F, Hegewald A, John G, Sahn N und Becker J (2013) Four-year follow-up of combined surgical therapy of advanced peri-implantitis evaluating two methods of surface decontamination. Journal of Clinical Periodontology 40: 962-967.

Schwarz F, Herten M, Wieland M, Dard M und Becker J (2007a) [Chemically modified, ultra-hydrophilic titanium implant surfaces]. Mund Kiefer Gesichtschir 11: 11-17.

Schwarz F, Jepsen S, Herten M, Sager M, Rothamel D und Becker J (2006b) 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.

Schwarz F, John G, Sahm N und Becker J (2014a) Combined Surgical Resective and Regenerative Therapy for Advanced Peri-implantitis with Concomitant Soft Tissue Volume Augmentation: A Case Report. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* 34: 489-495.

Schwarz F, Mihatovic I, Golubovic V, Eick S, Iglhaut T und Becker J (2014b) Experimental peri-implant mucositis at different implant surfaces. *Journal of Clinical Periodontology* 41: 513-520.

Schwarz F, Papanicolau P, Rothamel D, Beck B, Herten M und Becker J (2006c) Influence of plaque biofilm removal on reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. *J Biomed Mater Res A* 77: 437-444.

Schwarz F, Sahm N und Becker J (2014c) Combined surgical therapy of advanced peri-implantitis lesions with concomitant soft tissue volume augmentation. A case series. *Clinical Oral Implants Research* 25: 132-136.

Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G und Becker J (2011) Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology* 38: 276-284.

Schwarz F, Sculean A, Wieland M, Horn N, Nuesry E, Bube C und Becker J (2007b) Effects of hydrophilicity and microtopography of titanium implant surfaces on initial supragingival plaque biofilm formation. A pilot study. *Mund Kiefer Gesichtschir* 11: 333-338.

Schwarz F und Terheyden H (2011) Stellenwert oraler Implantate im Rahmen der Gesundheitsversorgung. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz* 54: 1097-1101.

Schwarz F, Wieland M, Schwartz Z, Zhao G, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Schedle A, Broggini N, Bornstein MM, Buser D, Ferguson SJ, Becker J, Boyan BD und Cochran DL (2009b) Potential of chemically modified

hydrophilic surface characteristics to support tissue integration of titanium dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 88: 544-557.

Scott PJ (2009) Feature parameters. *Wear* 266: 548-551.

Seewig J (2013) Areal Filtering Methods. In: Leach R Auflage Characterisation of Areal Surface Texture: 67-106. Springer Berlin Heidelberg.

Sela MN, Badihi L, Rosen G, Steinberg D und Kohavi D (2007) Adsorption of human plasma proteins to modified titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res* 18: 630-638.

Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, Wennerberg A und Lindhe J (2005) Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: an experimental study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res* 7: 136-140.

Sennhenn-Kirchner S, Aufenanger J und Jacobs HG (2002) Effektivität der Dekontaminationswirkung von Diodenlaserlicht auf rauen Implantatoberflächen - mikrobiologische Auswertung einer in - vitro - Studie. *Z Zahnärztl Implantol* 18: 23-28.

Sennhenn-Kirchner S, Schliesing J, Jacobs HG und Mergeryan H (2004) Antimikrobielle Wirkung verschiedener chemischer Agenzien auf rauen Titanoberflächen Eine In-vitro Studie. *Z Zahnärztl Implantol* 20: 152-157.

Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA und Creugers NHJ (2006) Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *Journal of Dental Research* 85: 496-500.

Shibli JA, Marcantonio E, d'Avila S, Guastaldi AC und Marcantonio E, Jr. (2005) Analysis of failed commercially pure titanium dental implants: a scanning electron microscopy and energy-dispersive spectrometer x-ray study. *J Periodontol* 76: 1092-1099.

Shibli SM und Mathai S (2008) Development and bio-electrochemical characterization of a novel TiO₂-SiO₂ mixed oxide coating for titanium implants. *J Mater Sci Mater Med* 19: 2971-2981.

Shiraishi K, Koseki H, Tsurumoto T, Baba K, Naito M, Nakayama K und Shindo H (2009) Antibacterial metal implant with a TiO₂-conferred

photocatalytic bactericidal effect against *Staphylococcus aureus*. *Surface and Interface Analysis* 41: 17-22.

Shumaker ND, Metcalf BT, Toscano NT und Holtzclaw DJ (2009) Periodontal and periimplant maintenance: a critical factor in long-term treatment success. *Compend Contin Educ Dent* 30: 388-390, 392, 394 passim; quiz 407, 418.

Silva CG und Faria JL (2009) Anatase vs. rutile efficiency on the photocatalytic degradation of clofibrac acid under near UV to visible irradiation. *Photochem Photobiol Sci* 8: 705-711.

Singh P (2011) Understanding Peri-implantitis: A Strategic Review. *Journal of Oral Implantology* 37: 622-626.

Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Massari L, Brunelli G und Carinci F (2007) Anatase coating improves implant osseointegration in vivo. *J Craniofac Surg* 18: 806-810.

Stanford CM (2008) Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J* 53 Suppl 1: S26-33.

Stanford CM (2010) Surface modification of biomedical and dental implants and the processes of inflammation, wound healing and bone formation. *International journal of molecular sciences* 11: 354-369.

Stout KJ (2000) Development of methods for the characterisation of roughness in three dimensions. London: Penton Press.

Stout KJ und Blunt L (1995) Nanometers to micrometers: three-dimensional surface measurement in bioengineering. *Surface & Coatings Technology* 71: 69-81.

Strietzel FP und Reichart PA (2007) Oral rehabilitation using Camlog® screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clinical Oral Implants Research* 18: 591-600.

Strnad J, Strnad Z, Šesták J, Urban K und Povýšil C (2007) Bio-activated titanium surface utilizable for mimetic bone implantation in dentistry—Part III: Surface characteristics and bone-implant contact formation. *Journal of Physics and Chemistry of Solids* 68: 841-845.

Su R, Bechstein R, So L, Vang RT, Sillassen M, Esbjornsson B, Palmqvist A und Besenbacher F (2011) How the Anatase-to-Rutile Ratio Influences the Photoreactivity of TiO₂. *Journal of Physical Chemistry C* 115: 24287-24292.

Subramani K, Jung RE, Molenberg A und Hammerle CH (2009) Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 616-626.

Subramani K und Wismeijer D (2012) Decontamination of Titanium Implant Surface and Re-osseointegration to Treat Peri-Implantitis: A Literature Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27: 1043-1054.

Suh J-J, Simon Z, Jeon Y-S, Choi B-G und Kim C-K (2003) The use of implantoplasty and guided bone regeneration in the treatment of peri-implantitis: two case reports. *Implant Dent.* 12: 277-282.

Suketa N, Sawase T, Kitaura H, Naito M, Baba K, Nakayama K, Wennerberg A und Atsuta M (2005) An antibacterial surface on dental implants, based on the photocatalytic bactericidal effect. *Clin Implant Dent Relat Res* 7: 105-111.

Svanborg LM, Andersson M und Wennerberg A (2010) Surface Characterization of Commercial Oral Implants on the Nanometer Level. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials* 92B: 462-469.

Tabassum A, Walboomers F, Wolke JG, Meijer GJ und Jansen JA (2009) The Influence of Surface Roughness on the Displacement of Osteogenic Bone Particles during Placement of Titanium Screw-Type Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*:

Taborelli M, Jobin M, Francois P, Vaudaux P, Tonetti M, Szmukler-Moncler S, Simpson JP und Descouts P (1997) Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (I) Surface characterization. *Clin Oral Implants Res* 8: 208-216.

Teughels W, Van Assche N, Sliepen I und Quirynen M (2006) Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* 17 Suppl 2: 68-81.

Ueno T, Yamada M, Suzuki T, Minamikawa H, Sato N, Hori N, Takeuchi K, Hattori M und Ogawa T (2010) Enhancement of bone-titanium integration

profile with UV-photofunctionalized titanium in a gap healing model. *Biomaterials* 31: 1546-1557.

Ungersböck A und Rahn B (1994) Methods to characterize the surface roughness of metallic implants. *J Mater Sci: Mater Med* 5: 434-440.

Valles G, Gonzalez-Melendi P, Saldana L, Rodriguez M, Munuera L und Vilaboa N (2008) Rutile and titanium particles differentially affect the production of osteoblastic local factors. *J Biomed Mater Res A* 84: 324-336.

van Tol AF, Tibballs JE, Gjerdet NR und Ellison P (2013) Experimental investigation of the effect of surface roughness on bone-cement-implant shear bond strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 28: 254-262.

Vigolo P und Motterle M (2010) An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *Journal of Prosthetic Dentistry* 103: 283-287.

Volk (2013) Rauheitsmessung. Theorie und Praxis. 2 Auflage: Beuth Verlag. Berlin.

Wang J, Jiang X, Gurdak E, Scott P, Leach R, Tomlins P und Blunt L (2011) Numerical characterisation of biomedical titanium surface texture using novel feature parameters. *Wear* 271: 1059-1065.

Wang R, Hashimoto K, Fujishima A, Chikuni M, Kojima E, Kitamura A, Shimohigoshi M und Watanabe T (1997) Light-induced amphiphilic surfaces. *Nature* 388: 431-432.

Weber H-P und Cochran DL (1998) The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 79: 79-89.

Wennerberg A und Albrektsson T (2000) Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 331-344.

Wennerberg A und Albrektsson T (2009) Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 20: 172-184.

Wennerberg A und Albrektsson T (2010) On Implant Surfaces: A Review of Current Knowledge and Opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25: 63-74.

Wennerberg A und Albrektsson T (2011) Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 38: 286-294.

Wennerberg A, Galli S und Albrektsson T (2011) Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 3: 59-67.

Wennerberg A, Ide-Ektessabi A, Hatkamata S, Sawase T, Johansson C, Albrektsson T, Martinelli A, Sodervall U und Odelius H (2004) Titanium release from implants prepared with different surface roughness. *Clin Oral Implants Res* 15: 505-512.

Whitehouse DJ (1982) The parameter rash - is there a cure? *Wear* 83: 75-78.

Yamano S, Al-Sowygh ZH, Gallucci GO, Wada K, Weber HP und Sukotjo C (2011) Early peri-implant tissue reactions on different titanium surface topographies. *Clinical Oral Implants Research* 22: 815-819.

Yang S-M, Park J-B und Ko Y (2015) Use of confocal microscopy for quantification of plastic remnants on rough titanium after instrumentation and evaluation of efficacy of removal. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 30: 519-525.

Yang XF, Chen Y, Yang F, He FM und Zhao SF (2009) Enhanced initial adhesion of osteoblast-like cells on an anatase-structured titania surface formed by H₂O₂/HCl solution and heat treatment. *Dent Mater* 25: 473-480.

Yoshinari M, Oda Y, Kato T und Okuda K (2001) Influence of surface modifications to titanium on antibacterial activity in vitro. *Biomaterials* 22: 2043-2048.

Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL und Boyan BD (2005) High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A* 74: 49-58.

Zhu X, Chen J, Scheideler L, Altebaeumer T, Geis-Gerstorfer J und Kern D (2004) Cellular reactions of osteoblasts to micron- and submicron-scale porous structures of titanium surfaces. *Cells Tissues Organs* 178: 13-22.

Zitzmann NU und Berglundh T (2008) Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 286-291.

Zubkov T, Stahl D, Thompson TL, Panayotov D, Diwald O und Yates JT (2005) Ultraviolet light-induced hydrophilicity effect on TiO₂(110)(1x1). Dominant role of the photooxidation of adsorbed hydrocarbons causing wetting by water droplets. *Journal of Physical Chemistry B* 109: 15454-15462.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von PD Dr. Frank Rupp durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch mich. Unterstützt wurde ich dabei von Herrn PD Dr. Frank Rupp sowie Herrn PD Dr. Stefan Lachmann.

Sämtliche Versuche und Messungen wurden (nach Einarbeitung durch Frau I. Stephan, Frau C. Schille sowie Herrn E. Schweizer) von mir durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung durch Herrn Dr. Detlef Axmann durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

.

Tübingen, den

Florian Kister

8 Anhang

8.1 Tabelle Benetzungsmessungen Hauptversuche

Tabelle 13: Zu den angegebenen Zeitpunkten gemessene Kontaktwinkel in Grad (°) mit statistischen Kennwerten, aufgeschlüsselt nach Material und Bearbeitungsmethode.

Bearbeitungsmodus	Material		N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite	
Brownie®	Anatas	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	69,87	22,21	493,17	80	40,8	
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	77,93	5,42	29,42	76,9	10,7	
		CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	72,73	3,19	10,17	71,2	5,8	
		CA nach nochmaliger Reinigung	3	53,87	2,25	5,08	53,7	4,5	
		CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	64,23	0,99	0,97	64,7	1,8	
		CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	52,67	1,80	3,25	52,8	3,6	
		Titan	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	60,07	4,57	20,84	62,5	8,1
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung		3	58,37	3,50	12,22	56,5	6,2	
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung		3	55,27	2,45	6,02	55,1	4,9	
	CA nach nochmaliger Reinigung		3	27,37	3,66	13,40	28,4	7,1	
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2		3	73,57	3,50	12,22	74,9	6,6	
	CA nach zweiter UV-Bestrahlung		3	54,83	3,51	12,34	55,6	6,9	
	Diamant Gelb		Anatas	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	72,23	17,79	316,46	82
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung		3	63,50	7,61	57,91	62,4	15,1
CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung		3		44,90	15,15	229,59	44,6	30,3	
CA nach nochmaliger Reinigung		3		12,93	3,18	10,10	14,3	5,9	
CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2		3		44,53	8,00	64,00	48,9	14,1	
CA nach zweiter UV-Bestrahlung		3		31,53	11,55	133,40	31,5	23,1	
Titan		CA vor Reinigung und Bearbeitung		3	51,83	7,84	61,40	55,9	14
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	79,80	4,36	18,99	80,1	8,7	

ANHANG

Bearbeitungsmodus	Material	N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite	
Diamant Rot	Anatas	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	71,33	1,69	2,86	70,9	3,3
		CA nach nochmaliger Reinigung	3	22,80	0,72	0,52	22,6	1,4
		CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	86,20	3,05	9,31	86,3	6,1
		CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	70,03	9,82	96,42	75,4	17,3
		CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	71,80	7,86	61,75	68,3	14,5
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	73,10	13,05	170,31	67,6	24,3
		CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	67,40	6,55	42,88	65,8	12,8
	Titan	CA nach nochmaliger Reinigung	3	16,63	5,00	25,00	14	8,9
		CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	42,00	6,51	42,37	42,4	13
		CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	26,63	12,48	155,70	27,6	24,9
		CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	54,47	13,50	182,16	61,6	24
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	57,17	12,72	161,76	53,9	24,8
		CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	59,23	8,78	77,16	61,3	17,2
		CA nach nochmaliger Reinigung	3	29,03	2,76	7,62	29,7	5,4
Greenie®	Anatas	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	72,33	18,28	334,20	81,3	33,1
		CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	58,87	16,61	276,01	55,8	32,8
		CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	81,97	1,27	1,60	81,5	2,4
		CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	87,20	0,56	0,31	87,3	1,1
		CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	83,83	3,22	10,36	84,6	6,3
		CA nach nochmaliger Reinigung	3	72,27	5,68	32,22	72,9	11,3
		CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	76,37	1,90	3,62	76,5	3,8
	Titan	CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	52,77	6,71	45,05	52,3	13,4
		CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	62,83	11,73	137,58	59	22,5
		CA nach Reinigung	3	72,13	6,16	38,00	74,7	11,5

ANHANG

Bearbeitungsmodus	Material	N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite
	und Bearbeitung CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	72,27	4,36	18,97	73,6	8,4
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	58,47	7,22	52,06	61,7	13,3
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	32,20	1,76	3,09	31,5	3,3
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	67,07	10,50	110,34	70,4	20,2
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	43,87	2,83	8,00	45,5	4,9
Pro-Cup®	Anatas	3	43,73	6,91	47,72	42,7	13,7
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	55,33	5,70	32,44	54,5	11,3
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	13,23	0,38	0,14	13,4	0,7
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	18,83	0,51	0,26	18,7	1
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	34,87	1,12	1,24	35,3	2,1
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	3,57	3,14	9,84	4,8	5,9
	Titan	3	57,20	8,80	77,44	57,2	17,6
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	42,70	37,10	1376,17	61,1	67
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	45,47	28,71	824,46	59,9	51,7
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	30,47	12,65	160,06	26,2	24,2
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	74,83	4,05	16,41	76,1	7,8
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	61,73	6,84	46,81	64,2	13
PROPHYpearls®	Anatas	3	44,73	4,77	22,74	43,8	9,4
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	41,87	2,90	8,41	41,8	5,8
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	13,47	1,36	1,85	13	2,6
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	18,07	0,21	0,04	18	0,4
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	35,67	9,93	98,70	41,1	17,5
	CA nach zweiter UV-	3	3,00	5,20	27,00	0	9

ANHANG

Bearbeitungsmodus	Material	N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite
	Titan						
	Bestrahlung						
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	55,37	4,46	19,92	53,2	8,1
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	51,97	33,08	1094,12	63,8	62,9
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	40,87	22,92	525,52	53,7	40,1
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	25,67	2,29	5,26	24,6	4,2
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	65,60	2,82	7,96	65,2	5,6
	CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	50,40	0,87	0,76	50,8	1,6
PROPHYflex® Pulver	Anatas						
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	52,80	3,10	9,61	53,9	5,9
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	7,03	6,31	39,82	8,9	12,2
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	7,30	6,36	40,39	10,3	11,6
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	18,00	2,86	8,19	19,5	5,1
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	28,90	4,27	18,25	28,4	8,5
	CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	0,00	0,00	0,00	0	0
	Titan						
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	56,60	2,71	7,32	56,4	5,4
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	24,37	15,50	240,16	20,6	30,3
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	27,07	5,97	35,61	30	10,8
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	34,50	17,67	312,13	29,6	34,3
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	69,20	4,76	22,68	67,4	9
	CA nach zweiter UV-Bestrahlung	3	54,50	2,72	7,41	54,1	5,4
SONICflex® Implant	Anatas						
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	44,63	12,30	151,29	44,7	24,6
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	44,10	3,54	12,52	43,5	7
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	9,60	4,09	16,69	7,6	7,4
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	13,90	2,95	8,68	13,3	5,8
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab	3	62,87	17,14	293,74	54,3	30,9

ANHANG

Bearbeitungsmodus	Material	N	Mittelwert	Std.- Abw.	Varianz	Median	Spannweite
	Reinigung2						
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	4,60	4,33	18,76	5,2	8,6
	Titan						
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	58,00	6,12	37,47	59,4	12
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	82,57	6,47	41,85	84,7	12,4
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	67,43	6,28	39,46	65,7	12,2
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	27,77	2,02	4,09	26,7	3,6
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	75,93	4,04	16,34	73,7	7,1
	SONICflex® Metall						
	Anatas						
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	53,23	5,12	26,22	52,7	10,2
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	55,20	6,77	45,79	58,7	12,1
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	57,70	6,26	39,13	60,1	11,8
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	5,63	6,21	38,62	4,6	12,3
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	19,70	7,50	56,28	19,5	15
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	42,47	4,65	21,62	45	8,2
	Titan						
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	7,03	1,50	2,25	7,9	2,6
	CA vor Reinigung und Bearbeitung	3	52,50	3,94	15,49	54,2	7,3
	CA nach Reinigung und Bearbeitung, vor UV-Bestrahlung	3	59,60	41,20	1697,25	81,1	73,5
	CA nach Reinigung, Bearbeitung und UV-Bestrahlung	3	50,53	27,43	752,32	65	48,8
	CA nach nochmaliger Reinigung	3	34,80	8,61	74,07	30,6	15,6
	CA nach 2-wöchiger Liegezeit ab Reinigung2	3	75,97	4,38	19,20	77,2	8,5
	CA nach zweiter UV- Bestrahlung	3	54,53	3,66	13,36	53,8	7,2

Tabelle 14: In Studien eingesetzte Bearbeitungsverfahren mit angewandten Protokollen.

Instrument	Studie	Anpresskraft	Wiederholungen	Dauer	Abstand	Weitere Angaben zur Anwendung
Handinstrumente	(Dmytryk et al. 1990)	nicht gemessen	30	-	-	alle vom gleichen Behandler
	(Fox et al. 1990)	nicht gemessen	30	-	-	Proben mit Pinzette fixiert; alle vom gleichen Behandler bearbeitet, Instrumente nicht nachgeschärft
	(Rapley et al. 1990)	-	25 / 250	-	-	Simulation eine /mehrere Sitzungen
	(Homiak et al. 1992)	„moderat“	3 / 30	-	-	Simulation eine /mehrere Sitzungen
	(McCollum et al. 1992)	k.A.	k. A.	30 s	-	120 s für gesamtes Abutment
	(Ruhling et al. 1994)	4 N	360	-	-	Halter für Prüfkörper; Instrumente in einem Schlitten fixiert; Simulation mehrerer Sitzungen
	(Matarasso et al. 1996)	300 g (3N)	3	-	-	Eichung durch verschiedene Behandler, dann Auswertung Druck, Zeit und Arbeitszüge
	(Meschenmoser et al. 1996)	420 N	10	-	-	Reproduzierbar durch standardisierten Druck und spezielle Apparatur zur Bearbeitung
	(Brookshire et al. 1997)	550g (5,5N)	5 /20	-	-	Reproduzierbar durch spezielle Apparatur; Simulation von Recallterminen
	(Augthun et al. 1998)	k.A.	30	60 s	-	Probenfixierung in Acrylblock; Instrumente von Hand geführt
	(Mengel et al. 1998)	0,2 N	5	-	-	Reproduzierbar durch Apparatur
	(Gnoth et al. 2001)	3 N				Standardisiert über Apparatur
	(Mengel et al. 2004)	0,4 N / 4 N	5			Standardisiert über Apparatur
	(Sato et al. 2004)	300 g (3N)			60 s	Probe auf Kraftmesser montiert; Instrumente alle vom selben Behandler geführt
	(Schwarz et al. 2006c)				ca. 250 s	Proben wurden bis zur „Sauberkeit“ bearbeitet und Bearbeitungszeit gemessen; handgeführt
	(Duarte et al. 2009b)			ca. 30	50 s	Instrumente handgeführt mit vorgegebener Bearbeitungszeit, etwa 5 Sitzungen simuliert
(Vigolo und Motterle 2010)	7 N	5			Kontrolle über „tension load cell“, vom gleichen Behandler instrumentiert	

ANHANG

	(Schmage et al. 2012)	k.A.	k.A.	5 min		
	(John et al. 2014)	0,25 N				Ein Behandler, neues Instrument nach je 5 Proben
	(Schmage et al. 2014)	k.A.	k.A.	5 min		
	(Yang et al. 2015)		2 x 40			Arbeitszüge senkrecht zueinander, handgeführt
Ultraschallinstrumente	(Rapley et al. 1990)	-	-	30 s / 5 min	-	Simulation eine /mehrere Sitzungen
	(Ruhling et al. 1994)	0,3 N	-	180 s	-	Halter für Prüfkörper; Instrumente in einem Schlitten fixiert
	(Matarasso et al. 1996)	50 g (0,5 N)		2 s		Eichung durch verschiedene Behandler, dann Auswertung Druck, Zeit und Arbeitszüge; min. + max. Einstellung
	(Meschenmoser et al. 1996)	„ohne Druck“	10			Reproduzierbar durch standardisierten Druck und spezielle Apparatur zur Bearbeitung
	(Augthun et al. 1998)		30	60 s		Probenfixierung in Acrylblock; Instrumente von Hand geführt
	(Mengel et al. 1998)	0,2 N		20 s		Reproduzierbar durch Apparatur
	(Gnoth et al. 2001)	0,2 N				Standardisiert über Apparatur
	(Sato et al. 2004)	40 g (0,4 N)		60 s		Probe auf Kraftmesser montiert; Instrumente alle vom selben Behandler geführt
	(Schwarz et al. 2006c)			200 s / 240 s		Bearbeitet bis „sauber“, handgeführt
	(Kawashima et al. 2007)	„inkonsistent“		60 s		
	(Vigolo und Motterle 2010)			30 s		Wassergekühlt, kontinuierliche Bewegung, vom gleichen Behandler instrumentiert
	(Schmage et al. 2012)			5 min		nach Herstellerangabe, tangential, Kalibrierung über Feinwaage
	(Schmage et al. 2014)	max. 0,2 N		5 min		nach Herstellerangabe, Kontrolle der maximalen Anpresskraft
	(Yang et al. 2015)		2 x 40			Arbeitszüge senkrecht zueinander, handgeführt
Schallscaler	(Ruhling et al. 1994)	0,3 N	-	180 s	-	Halter für Prüfkörper; Instrumente in einem Schlitten fixiert
	(Mengel et al. 1998)	0,2 N	-	20 s	-	Reproduzierbar durch Apparatur
	(Mengel et al. 2004)	1 N / 2 N	-	20 s	-	Standardisiert über Apparatur
	(Vigolo und Motterle)			30 s		Wassergekühlt, kontinuierliche Bewegung, vom gleichen Behandler

ANHANG

	2010)					instrumentiert
	(Schmage et al. 2012)			5 min		nach Herstellerangabe, tangential, Kalibrierung über Feinwaage
	(Schmage et al. 2014)	max. 0,2 N		5 min		nach Herstellerangabe, Kontrolle der maximalen Anpresskraft
Pulverstrahlgerät	(Rapley et al. 1990)	-	-	30s / 5 min	5 mm	Anstellwinkel 90°
	(Homiak et al. 1992)	-	-	5s / 50 s	4-5 mm	Simulation eine /mehrere Sitzungen
	(McCollum et al. 1992)	-	-	30 s	k.A.	120 s für gesamtes Abutment
	(Dennison et al. 1994)	-	-	60 s	k.A.	-
	(Matarasso et al. 1996)	-	-	2 s	10 mm/ 2 0mm	Eichung durch verschiedene Behandler, dann Auswertung Druck, Zeit und Arbeitszüge; min. + max. Einstellung
	(Meschenmoser et al. 1996)	-	-	30 s	4 mm	Anstellwinkel 90°
	(Brookshire et al. 1997)	-	-	5 s	4-5 mm	Reproduzierbar durch spezielle Apparatur
	(Augthun et al. 1998)	-	-	60 s	5 mm	Probenfixierung in Acrylblock; Instrumente von Hand geführt
	(Mouhyi et al. 1998)	-	-	30 s	k.A.	
	(Mengel et al. 1998)	-	-	20 s	2-3 mm	Reproduzierbar durch Apparatur
	(Mengel et al. 2004)	-	-	20 s	2-3 mm	Standardisiert über Apparatur
	(Kreisler et al. 2005)			60 s		
	(Duarte et al. 2009b)			50 s		handgeführt, Simulation von etwa 5 Sitzungen
	(Drago et al. 2014)			5 s	20 mm	handgeführt, immer in Bewegung
	(Schmage et al. 2012)			5 min	10 mm	
	(Schmage et al. 2014)			5 min	10 mm	
Diamantierte Schleifkörper	(Barbour et al. 2007)		40.000 rpm	15 s		handgeführt, mit Übersetzung Winkelstück etwa 200.000 rpm

ANHANG

	(Meier et al. 2012)	max. 50 g (0,5 N)	20.000 rpm			handgeführt durch 2 verschiedene Behandler, fixiert mit Druckmessung, bearbeitet bis „glatt“
Abrasiv Gummipolierer	(Matarasso et al. 1996)	80-130 g (0,8-1,3 N)	800 rpm			Eichung durch verschiedene Behandler, dann Auswertung Druck, Zeit und Arbeitszüge
	(Brookshire et al. 1997)	550 g (5,5 N)	-	5 s / 20 s	-	Reproduzierbar durch spezielle Apparatur; grün-beringtes Winkelstück
	(Barbour et al. 2007)		5000 rpm	15 s		handgeführt
Polierkelch mit Paste	(Rapley et al. 1990)	k.A.	4000 rpm	30s / 5 min	-	Vertikale Bewegungen, mit und ohne Paste
	(Homiak et al. 1992)	„moderat“	-	5 s	-	Winkelstück mit niedriger Übersetzung
	(McCollum et al. 1992)	k.A.	k.A.	30 s	-	120s für gesamtes Abutment
	(Matarasso et al. 1996)	80-130 g (0,8-1,3 N)	800 rpm			Eichung durch verschiedene Behandler, dann Auswertung Druck, Zeit und Arbeitszüge
	(Mengel et al. 1998)	0,2 N	5000 rpm	20 s	-	Reproduzierbar durch Apparatur
	(Mengel et al. 2004)	0,4 N / 4 N	5000 rpm	20 s		Standardisiert über Apparatur
	(Schmage et al. 2012)		ca. 2500 rpm	5 min		leichte Bewegung während Bearbeitung
	(Schmage et al. 2014)		2500 rpm	5 min		

Tabelle 15: Studien zur Effektivität der Dekontamination von Implantatoberflächen. m = maschinert (gedreht); HA = Hydroxyl-Apatit-beschichtet; TPS = Titan-Plasma-gesprüht; SLA[®] = Sand blasted, Large grit, Acid-etched.

Autor	(McCollum et al. 1992)	(Dennison et al. 1994)	(Augthun et al. 1998)	(Mouhyi et al. 1998)	(Sato et al. 2004)	(Schwarz et al. 2006c)	(Drago et al. 2014)	(Schmage et al. 2014)	(John et al. 2014)
Prüfkörper	Abutments	Implantate (TPS, HA, m)	Implantate (m, TPS)	Implantate nach Verlust	Abutments	SLA [®] -Plättchen	Prüfkörper (gestrahlt)	Titanprüfkörper (poliert + geätzt)	SLA [®] - Prüfkörper
Kontamination	Plaque	Endotoxin	Plaque	Beläge und Konkrement	Oberfläche eingefärbt	Plaque	Biofilm	<i>S. mutans</i>	Plaque
Handinstrumente									
Edelstahlkürette (MS)			+						+
Carbonkürette								+	
Kunststoffkürette (PS)	+		+		+	+		*	
Ultraschallinstrumente (US)									
mit Metallspitze			+						
mit Kunststoffspitze					+	+		+	
mit Carbonspitze					+				
Schallscaler (S)									
mit Kunststoffspitze								*	
Pulverstrahlgerät (P)									
Natriumbikarbonat			+						
Aminosäure-Glycin							+	+	
anderes, ø eindeutig	+	+		+			+		
Polierkelch mit Paste	+							*	
Titanbürste									
Laser				+					+
Spüllösungen									
Citrat		+		+					
CHX		+	+			+	+		
Schlussfolgerung der Autoren	ø Aufrauhung, ø vermehrte Plaqueanlage rung	m am schwierigsten zu reinigen, P für alle Oberflächen geeignet	nur P vollständig sauber; PS und P geeignet	ø Methode entfernt alles; Citrat am besten, danach P (verändert Oberfläche)	US effektiver als Rest	PS geringste Plaqueentfernung	Erythrol-CHX-Spray besser als Glycin	P+(U)S mit Kunststoff am besten;	beides geeignet, Titanbürste effektiver + weniger invasiv

9 Danksagung

Ich danke Herrn Professor Geis-Gerstorfer für die freundliche Überlassung des Themas sowie seine fachliche Unterstützung.

Ein ganz besonderer Dank gilt PD Dr. Frank Rupp, der mir zu Beginn der Arbeit zuerst als Ansprechpartner und Betreuer, später dann auch als Doktorvater mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat, und ohne dessen Hinweise, Tipps und kritischen Anmerkungen diese Arbeit in der vorliegenden Form nicht möglich gewesen wäre.

Auch den anderen Mitarbeitern der Sektion medizinische Werkstoffkunde und Technologie, insbesondere Frau I. Stephan, Frau C. Schille, Herrn E. Schweizer und S. Spintzyk, danke ich für die geduldige und freundliche Einführung in die Messmethoden sowie kurzweilige Ablenkung während der Messpausen.

Ein herzliches Dankeschön gilt meiner Freundin Lena, die mich während der gesamten Zeit stets motivierend, hilfsbereit und verständnisvoll unterstützt hat, sowie meiner Familie, ohne die meine Studien und somit nicht zuletzt auch diese Arbeit nicht möglich gewesen wären.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Florian Manfred Karl-Heinz Richard Kister
Geburtsdatum: 25.06.1984
Geburtsort: Fulda

Schulischer Werdegang

1990-1994 Don-Bosco-Schule Künzell
1994-2000 Marianum Fulda
2000-2001 Mayfield Highschool, Las Cruces, NM, USA
2001-2003 Marianum Fulda
18.06.2003 Abitur

Akademischer Werdegang

2003-2005 Studium der Humanmedizin an der Semmelweis
Universität Budapest
2005-2013 Studium der Zahnmedizin an der Eberhard-Karls-
Universität in Tübingen
16.05.2013 Zahnärztliche Prüfung
27.05.2013 Zahnärztliche Approbation
seit 2009 Studium der Humanmedizin an der Eberhard-Karls-
Universität in Tübingen
02.09.2014 M1