

**Aus der Universitätsklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen**

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Abteilung Poliklinik für zahnärztliche Prothetik

Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

Die Oberflächenmorphologie dentaler Implantate nach
subgingivaler Dekontaminierung im Rahmen einer chirurgischen
Periimplantitis-Therapie. Profilometrischer Vergleich der Effekte
diamantierter Schleifkörper, Pulverstrahlverfahren und
ultraschallaktivierter Partikel *in-vitro*

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des
Doktorgrades der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Eberhard Karls Universität zu Tübingen

vorgelegt von

Julia Alexandra Deichmann

Böblingen

2007

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

Professor Dr. G. Krekeler

1 Einleitung	4
1.1 Problemstellung	4
1.2 Literaturübersicht	15
1.2.1 Untersuchungen zu biologischen Eigenschaften der Implantatoberflächen- morphologie	15
1.2.2 Untersuchungen zu Methoden der mechanischen Reinigung von supragingivalen Implantatoberflächen	17
1.2.3 Untersuchungen zu Methoden der mechanischen Reinigung von subgingivalen Implantatoberflächen	18
1.2.4 Zusammenfassung der Literaturübersicht.....	19
1.3 Ziel	21
2 Material und Methode	22
2.1 Übersicht über den Prüfplan	22
2.2 Probekörper und Testverfahren	22
2.2.1 Probekörper.....	22
2.2.2 Vorbehandlung der Probekörper	22
2.2.3 Verfahren zur Oberflächenbearbeitung	24
2.3 Datenerhebung	28
2.3.1 Messungen allgemein	28
2.3.2 Vorversuche	29
2.3.3 Reliabilitätsuntersuchung	29
2.4 Datenfluss	31
2.4.1 Datenerfassung	32
2.4.2 Maßnahmen zur Gewährleistung der Datenhomogenität am Perthometer	32
2.5 Datenauswertung und -darstellung	32
2.5.1 Statistische Berechnungen.....	33
2.5.2 Visualisierung der Daten	33
2.5.3 Bestimmung der Wiederholbarkeit der Versuche	36
2.6 Zeitaufwand	36
3 Ergebnisse	38
3.1 Reliabilitätsuntersuchung	38
3.1.1 Intraindividuelle Reliabilität.....	38
3.1.2 Interindividuelle Reliabilität.....	38
3.2 Oberflächenabtastung	40
3.2.1 Polierte Referenzoberfläche.....	41
3.2.2 Rotierende Verfahren	41
3.2.3 Pulverstrahlverfahren (Salzkristall und Al ₂ O ₃)	42
3.2.4 Ultraschallaktivierte Partikel	43
3.2.5 Ultraschallaktivierte Partikel (Vector [®]) in Kombination mit einem Al ₂ O ₃ -Sand- Strahlverfahren (CoJet [®]).....	46
3.3. Auflichtmikroskopische Beurteilung	50
3.3.1 Polierte Referenzoberfläche	50
3.3.2 Rotierende Verfahren	50
3.3.3 Pulverstrahlverfahren	51
3.3.4 Ultraschallaktivierte Partikel	52
3.3.5 Ultraschallaktivierte Partikel in Kombination mit dem Al ₂ O ₃ -Sand-Strahlverfahren	53
4 Diskussion	55

4.1 Wiederholbarkeit der Messungen	55
4.2 Theoretische Betrachtungen zu klinischen Aspekten der untersuchten Verfahren	55
4.3 Oberflächenmorphologie nach Bearbeitung	56
4.3.1 Klassische Verfahren der mechanischen Dekontamination von Implantatoberflächen	58
4.3.2 Experimentelle Verfahren der mechanischen Dekontamination von Implantatoberflächen	60
4.4 Kritische Bewertung der Durchführung des Projekts in der geplanten Art und Weise	63
4.4.1 Oberflächengüte der Titanprobekörper	63
4.4.2 Einbettung der Probekörper	64
4.4.3 Mechanische Bearbeitung der Probekörper	65
4.4.4 Funktionstüchtigkeit des Abtastgeräts (Perthometer).....	68
4.4.5 Abtastverfahren mittels Perthometer	69
4.5 Ziel der Studie.....	70
4.6 Empfehlungen für weiterführende Studien und weitergehende Fragestellungen .	71
5 Zusammenfassung.....	75
6 Anhang	76
6.1 Zusammenfassung der wissenschaftlichen Arbeiten zur Morphologie von Implantatoberflächen und zu Methoden der mechanischen Reinigung von Implantatoberflächen	76
6.2 Literaturverzeichnis	77
6.3 Übersicht über die Bearbeitungsserien der Probekörper	89
6.4 Messwerte in Zahlen	91
6.4.1 Intra- und interindividuelle Reliabilität mehrerer Untersucher.....	91
6.4.2 Messergebnisse der Oberflächenabtastung.....	97

1 Einleitung

1.1 Problemstellung

Schöne und funktionstüchtige Zähne spielen in der heutigen Zeit, in der eine hohe Lebensqualität erstrebt wird, eine herausragende Rolle. Der Verlust von Zähnen kann beträchtliche Beschwerden in Funktion, Phonetik und Ästhetik mit sich bringen. Wer unbeschwert essen, sprechen und lachen möchte, muss sich auf seine Zähne verlassen können, gerade auch dann, wenn es nicht mehr die eigenen sind (93).

Daher muss Zahnersatz so gut funktionieren wie das natürliche Gebiss und sollte dabei möglichst nicht als künstlich empfunden werden. Die prothetische Versorgung von Patienten nach Zahnverlust kann vielfältig gelöst werden. Die Erfahrung zeigt, dass sich die hohen Erwartungen seitens der Patienten mit herkömmlichen Zahnersatzmethoden nicht immer verwirklichen lassen.

Zahnimplantate zum Zahnwurzelersatz und somit als künstliche Pfeiler zur Verankerung von Zahnersatz können Funktion und Ästhetik verloren gegangener natürlicher Zähne wiederherstellen und sind daher wichtiger Bestandteil der modernen Prothetik (33,38,62,82,103). Beim gezielten Ersatz von einzelnen Zähnen, aber auch als zusätzliche Halte- oder Stützelemente von umfangreichen Versorgungsmöglichkeiten kann häufig durch Implantate eine höhere Stabilität und bessere Kaufunktion des Zahnersatzes erreicht werden als bei konventionellem Zahnersatz von vergleichbarem Umfang ohne Implantate (1,3,13,51). Weiterhin werden vorhandene gesunde Zähne geschont und es kann - durch gezielte Planung – bestehender Zahnersatz durch die Einbindung von Implantaten erhalten werden.

Osseointegrierte, das heißt mit dem Knochen fest verbundene, Implantate weisen hervorragende Langzeitergebnisse auf (59). Die Implantattherapie kann bei sorgfältiger Indikationsstellung eine höhere Erfolgsquote als konventionelle prothetische Therapien aufweisen (59). Statistische Auswertungen zeigen, dass in der Regel über 90% der inserierten Implantate im Kieferknochen einheilen und noch nach vielen Jahren voll funktionstüchtig sind (37,59). Implantate haben sich als Standardalternative zu konventionellem Zahnersatz etabliert, und das Indikationsspektrum wird zunehmend durch allgemeinmedizinische und lokale Kontraindikationen bestimmt (21,125,127).

Bei aller Sorgfalt lassen sich biologische oder technische Mißerfolge in der prothetischen Belastungsphase nicht grundsätzlich ausschließen (28,44,96,121). Durch entzündliche Prozesse oder biomechanische Überlastung kann es zu periimplantären Osteolysen und sogar zum Implantatverlust kommen (10,15,23,40,43,50,53,74,78,102,106,123) (Abbildung 1, Seite 5).

Als eine wesentliche Ursache der biologischen Mißerfolge hat sich in den vergangenen Jahren die periimplantäre Infektion herausgestellt. Entscheidend ist hierbei die Tatsache, dass die periimplantären anatomischen Strukturen – im Gegensatz zur gingivalen Situation des natürlichen Zahnes – als abwehrschwache Narbengewebe anzusehen sind (10-12,14,40,42,45,65,68,73).



Abbildung 1: Verlust von feststehendem Zahnersatz aufgrund von Entzündungen an Zähnen und Implantaten (Sammlung P. Quester)

Eine regionär begrenzte Entzündung des implantatumgebenden Weichgewebes (orale Mukosa) wird als periimplantäre Mukositis bezeichnet. Tritt zusätzlich ein entzündlich bedingter progressiver Verlust von Hartgewebe (Knochen) auf, spricht man von einer Periimplantitis (46,122). Die Ätiologie der Periimplantitis wird heute als multifaktoriell angesehen. Dabei sind mikrobielle, biomechanische und kofaktorielle Einflussgrößen zu nennen (10-12,14,35,53,65,68,73,74,81,87,105,113,124) (Abbildung 2, Seite 6).



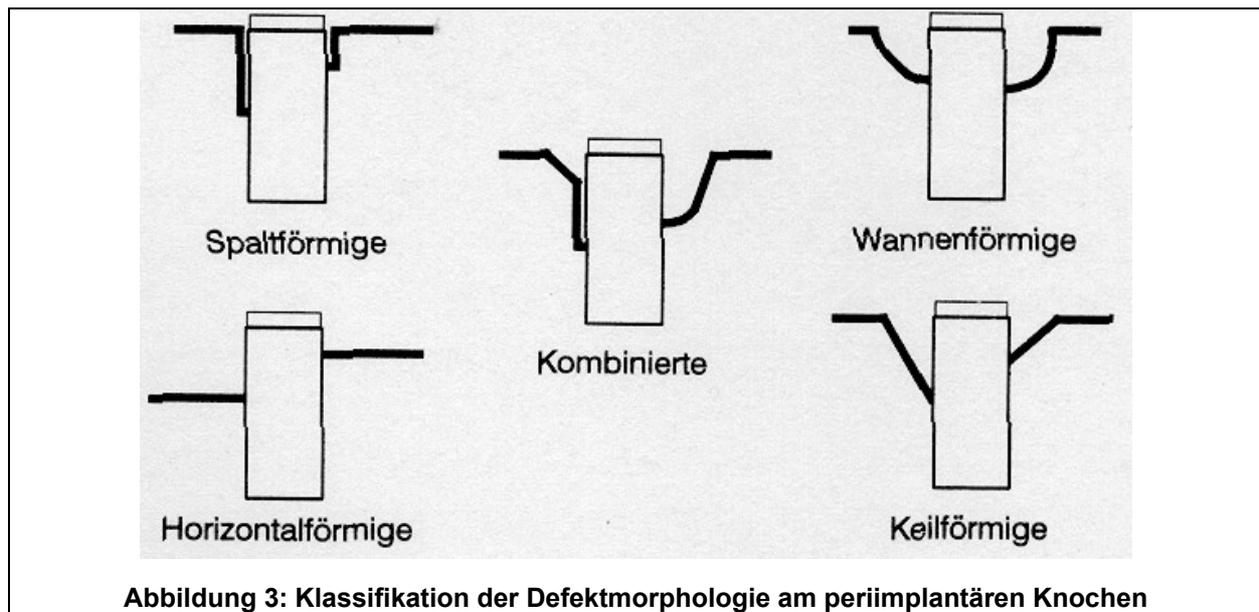
Abbildung 2: Zahnstein und Plaque an Implantaten

Eine unbehandelte Periimplantitis kann zum Verlust des Implantates führen (9,53,74,81,122). Sie ist nach aktuellem Stand des Wissens die Hauptursache für einen Implantatverlust während der Belastungsphase des Implantats, ihre Therapie stellt für den Zahnarzt eine besondere Herausforderung dar. Aufgrund des insgesamt hohen Aufwands einer Implantatbehandlung sowie des Risikos der Verbreitung von Keimen im gesamten Körper und des Verlusts von oralem Hart- und Weichgewebe ist diese Erkrankung unbedingt zu vermeiden.

Auch wenn im Vergleich zur Entzündung des Zahnbetts (Parodontitis) erhebliche Unterschiede von Entzündungsreaktionen und körpereigener Abwehr der Periimplantitis bestehen (siehe oben), so sind doch bis heute die Therapien beider Entzündungsvorgänge identisch (10,86,91).

Das Ziel der Periimplantitistherapie ist die vollständige Dekontamination exponierter Implantatoberflächen von pathologischem Biofilm und harten Belägen (Konkrementen) und die Wiederherstellung eines entzündungsfreien Originalzustands des periimplantären Gewebes (47,55,58,71,141-143). Im Idealfall sollte durch regenerative Maßnahmen auch eine Reosseointegration erreicht werden. Die bei der Periimplantitistherapie derzeit durchgeführten Maßnahmen reichen von einer medikamentösen Lokaltherapie (Chlorhexidin-Spülung), einem geschlossenen Vorgehen analog der nicht-chirurgischen Parodontaltherapie, dem chirurgisch offenen Vorgehen (Lappenoperation mit und ohne Implantatoplastik) bis hin zur Explantation. An teilexponierten Implantatoberflächen ergeben sich jedoch mit Blick auf die unbedingt zu fordernde Dekontamination von Bakterien und deren Toxinen erhebliche Schwierigkeiten (140). Zur Verdeutlichung sei hier auf eine Klassifikation nach der

Defektmorphologie hingewiesen: dabei werden allgemein horizontale, wannenförmige, keilförmige, spaltförmige und kombinierte Defektformen unterschieden (11,12,49) (Abbildung 3, Seite 7). Während die wannenförmigen Abbaukonfigurationen einer mechanischen Therapie am ehesten zugänglich sind, bilden vor allem die spaltförmigen Knochendefekte eine nicht zu unterschätzende Herausforderung an den Chirurgen.



Weitere Behandlungsverfahren, wie zum Beispiel eine adjuvante Laserbehandlung oder eine (lokale oder systemische) Antibiotika-Therapie, sind nicht zuletzt aufgrund ihrer Nebenwirkungen oder wissenschaftlich nicht ausreichend bestätigten Effekte nach wie vor kritisch zu beurteilen.

Die Therapie der Periimplantitis beinhaltet daher im Regelfall, bei Versagen einer geschlossenen konservativen (nicht chirurgischen) chemischen Implantatbehandlung, die chirurgische Darstellung des knöchernen Defekts sowie der infizierten Implantatstruktur. Darauf folgt eine möglichst vollständige mechanische Reinigung, Dekontaminierung und Desinfektion der Implantatoberflächen von Biofilm und Endobeziehungsweise Exotoxinen, unterstützt durch lokale chemotherapeutische Maßnahmen und eventuell den Einsatz augmentativer Verfahren, um im Idealfall eine Regeneration durch knöcherne Reapposition zu erreichen.

1.1.1 Übliche Verfahren zur Implantatreinigung im Rahmen der Periimplantitistherapie

Für die offene chemisch-mechanische Reinigung stehen verschiedene apparative Verfahren zur Verfügung, welche zum Teil die betreffenden Implantatoberflächen mehr oder weniger stark modifizieren. Ziel ist es, auf möglichst einfache Weise Plaque und Zahnstein zu entfernen und die kontaminierten Oberflächen zu reinigen. Im supragingivalen Bereich wird - zur Vorbeugung einer erneuten Plaqueakkumulation – eine der Abtragung nachfolgende Politur rauer Oberflächenstrukturen empfohlen. Subgingival sollte durch geeignete Werkstoffkonditionierung (subtraktiv oder additiv) eine für die Knochenapposition günstige Oberfläche hinterlassen werden (92,99,100,102), da die Morphologie der Implantatoberfläche – insbesondere die Rauigkeit - einen großen Einfluss auf die Osseointegration hat (140).

1.1.1.1 Rotierende Instrumente

Bei der Implantatoplastik wird mit rotierenden Instrumenten die Implantatoberfläche abgetragen und gegebenenfalls mit Gummipolierern poliert (11,68). Dies modifiziert die Titanoxid-Passivierungsschicht und beeinflusst möglicherweise die biologischen Eigenschaften, zum Beispiel die Adhäsivität von Fibroblasten auf der Implantatoberfläche. Der Nachteil dieses Verfahrens besteht in der praktischen Umsetzung, insbesondere bei der Instrumentierung schwer zugänglicher periimplantärer Bereiche.

1.1.1.2 Ultraschallscaler

Bei herkömmlichen Schall- oder Ultraschallscalern, die für die Zahnstein- und Konkremententfernung gedacht sind, wird eine sondenförmige Arbeitsspitze mechanisch oder elektromechanisch in Schwingungen im Frequenzbereich von 8.000 bis 45.000 Hz versetzt. Die Entfernung von Zahnstein und Biofilm erfolgt durch mechanische Interaktion des oszillierenden Arbeitssendes mit der zu bearbeitenden Oberfläche. Schwingungsform und Amplitude variieren hierbei je nach verwendetem System und der Form der Arbeitsspitze. Die Schwingungsform ist in der Hauptrichtung meist senkrecht zur Längsachse des am Abtrag beteiligten Bereichs vom Arbeitssende gerichtet.

1.1.1.3 Ultraschallaktiviertes Partikelverfahren

Eine Sonderstellung unter den Ultraschallscalern nimmt der „Vector“ der Firma Dürr ein. Das seit 1999 auf dem Markt befindliche Vector-System[®] bedient sich ultraschallaktivierter Partikel (Vector[®], Dürr, Bietigheim, Abbildung 4, Seite 9) und ist zur geschlossenen Kürrettage - initial und zur Nachbehandlung - bei der chronischen Parodontitis entwickelt worden (56) (Abbildung 6, Seite 10). Hier schwingt, anders als bei konventionellen Ultraschallscalern, die Arbeitsspitze entlang ihrer Längsachse mit einer Amplitude von ca. 30µm bei einer Frequenz von ca. 30.000 Hz. Der das Arbeitsende umgebende Flüssigkeitsfilm wird nicht, wie bei herkömmlich schwingenden Verfahren, weggeschleudert, sondern verbleibt, in Schwingung versetzt, auf dem Instrument und kann seine kinetische Energie auf die zu bearbeitende Oberfläche übertragen. Aufgrund unterschiedlicher Trägheitsmomente können somit Beläge von der Zahnoberfläche entfernt werden (56,119).

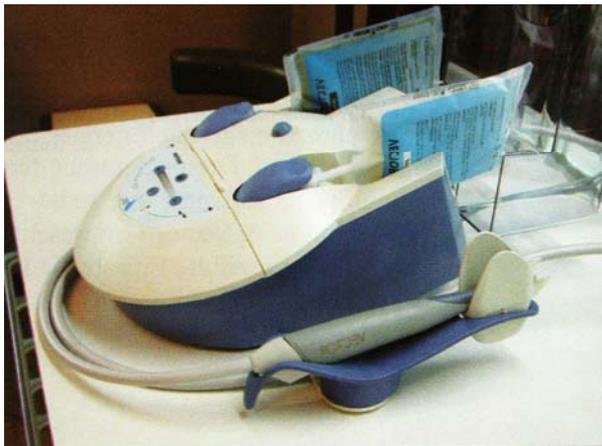


Abbildung 4: Vector-System für die Anwendung ultraschallaktivierter Partikel



Abbildung 5: Sondenkopf des Vector-Systems

Mit Zugabe eines Abrasivmediums in die Spülflüssigkeit (Suspension von Hydroxylapatitkristallen) kann, wie bei dem aus der mechanischen Industrie technisch verwandten Läppen, zusätzlich ein Substanzabrieb über hydrodynamische Interaktion der durch die Oszillation der Arbeitsspitze in laminare Strömung versetzten Kristalle des Abrasivmediums zustande kommen (56).

Das in der Industrie angewandte Läppen ist ein maschinelles, gegebenenfalls von Hand ausgeübtes, zeitbestimmtes Fertigungsverfahren zur Glättung von Oberflächen.

Beim Läppen wird ein Gemisch aus Läpp-Pulver (Aluminiumoxid, Siliziumkarbid oder Diamantkorn) und Wasser oder Läppöl im Verhältnis 1:10 bis 1:2 verwendet. Im Gegensatz zum Schleifen, bei dem das Schleifkorn fest gebunden ist, wird dabei mit losem (rollendem) Korn gearbeitet. Dadurch können, selbst bei relativ grober Körnung, wegen des geringen Materialabtrags sehr hohe Oberflächengüten erreicht werden. Im Gegensatz zum Schleifen ist Läppen ein Abtrag in mehreren Richtungen. Das Läppen wird hauptsächlich für die Bearbeitung harter Oberflächen (Stahl, Titan, Keramik) verwendet.



Abbildung 6: Implantatreinigung mit dem Vector (© Dürr,Bietigheim)

Über die tatsächliche Effizienz und Sicherheit des Vector-Systems liegt derzeit jedoch wenig Datenmaterial vor, vor allem wenn man die strengen Maßstäbe randomisierter, kontrollierter klinischer Studien berücksichtigt (56,63,119). Das System scheint genügend Effizienz zur Entfernung des Biofilms zu besitzen, um von verschiedenen Autoren als Alternative zur herkömmlichen geschlossenen Parodontaltherapie empfohlen zu werden, und soll eine für den Patienten nahezu schmerzfreie, aber ausreichend effiziente Behandlung ermöglichen (22,39,56,60).

Die Auswirkungen ultraschallaktivierter Partikel auf die Oberflächenmorphologie von Titanoberflächen sind in der wissenschaftlichen Literatur bisher nicht beschrieben.

1.1.1.4 Pulverstrahlverfahren

Ein ebenfalls empfohlener Therapieansatz bei der offenen Periimplantitistherapie ist die Anwendung von Pulverstrahlverfahren (11,68,76). Das Pulverstrahl-System ist zur Entfernung von supragingivalen Zahnbelägen gedacht. Es kann über den zahnärztlichen Turbinenanschluß oder als separates Gerät betrieben werden. Dabei werden abrasive Pulver definierter Körnung oder Salzkristalle auf die zu

bearbeitenden Areale der Implantatoberfläche gestrahlt. Parallel dazu müssen die überschüssigen Strahlpartikel abgesaugt werden.

Das CoJet[®]-Gerät (3M-ESPE, Seefeld) arbeitet mit Aluminiumoxid-Partikeln (Al₂O₃).

Indiziert und entwickelt ist es aufgrund seiner chemisch/physikalischen Eigenschaften zur intraoralen Reparatur von keramischen Verblendungen.

1.1.2 Weitere moderne Therapieansätze zur Periimplantitisbehandlung

1.1.2.1 Laser

Das Ziel der Anwendung der gebräuchlichsten Lasersysteme besteht in der oberflächlichen Vaporisation der wässrigen Plaque, beziehungsweise der thermischen Inaktivierung von Endotoxinen durch die einfallende Laserstrahlung ohne Erwärmung des Implantats selbst (16,35,95,109,134). Die Laseranwendung setzt aber genaue Kenntnisse der thermischen Laserwirkungen an Implantat und Knochen voraus, da bei unsachgemäßer Handhabung erhebliche Schäden entstehen können (16,35,95,109,134).

Eine Sonderstellung in der Therapie der Periimplantitis mit Hilfe von Laserstrahlung nimmt die antimikrobielle Photodynamische Therapie (aPDT) ein. Hierbei handelt es sich um ein Softlaserverfahren, bei dem die Keimreduktion an der Implantatoberfläche und dem periimplantären Gewebe durch einen photochemischen Prozess erreicht wird. Eine lichtaktive Farbstofflösung wird als Photosensibilisator in die periimplantäre Tasche eingebracht. Der Farbstoff diffundiert in den Biofilm und lagert sich an die Bakterienmembran an. Mit einem Softlaser wird der Photosensibilisator aktiviert. Hierbei sollen starke Oxidationsmittel entstehen, die zu irreversibler Schädigung der Bakterienmembran führen (41,109,116,130,133).

1.1.2.2 Chemische Dekontamination

In der Literatur wird von einigen Autoren eine lokale Antibiose oder die lokale Applikation von Chlorhexidin in die Zahnfleischtasche beziehungsweise auf die Implantatoberfläche empfohlen (34,68-70,80,81,141,141,142).

Eine Konditionierung der Implantatoberfläche mit Zitronensäure oder Phosphorsäure wird ebenfalls beschrieben, um ähnlich wie bei der Parodontaltherapie einen gesunden periimplantären Mukosa-Mantel als Abschluß zur Mundhöhle zu erhalten (34,68,69,80,81,141,143).

1.1.3 Allgemeine Faktoren einer Periimplantitistherapie

Der Erfolg einer Periimplantitistherapie hängt nicht nur von der richtigen Beschaffenheit des Knochens der operierten Stelle ab. Auch für die Implantation als solche gibt es zahlreiche Risikofaktoren, zum Beispiel Allgemeinerkrankungen des Patienten, die den Erhalt des Implantates auch noch Jahre nach einer erfolgreichen Einheilung gefährden können (21,72,132). Neben den systemischen und lokalen Faktoren stellt der Zahnarzt selbst ein weiteres potentiell Risiko für den Erfolg nicht nur der Implantation, sondern auch einer Periimplantitistherapie dar. Eine optimale und einfach anzuwendende Technik zur Behandlung einer Periimplantitis zielt darauf ab, auch in schwierigen Situationen und bei verschiedenen Zahnärzten dieselben Ergebnisse zu produzieren.

1.1.4 Therapieversagen

Zeigt sich im Verlauf der Behandlung, dass die Progredienz der Entzündung nicht zu stoppen ist, so sollte das Implantat zur Vermeidung eines vollständigen Knochenverlustes rechtzeitig entfernt werden. Die Diagnose eines klinisch bereits gelockerten Implantates ist infaust, es sollte daher entfernt werden (11,12,36,68).

1.1.5 Morphologische Bewertung von Implantatoberflächen

Die chemischen und physikalischen Eigenschaften eines implantierten Materials beeinflussen wesentlich das Interface und die Charakteristik von periimplantärem Hart- und Weichgewebe (2,61). Ein wichtiger Faktor hierbei ist die Rauigkeit der Oberfläche (61). Raue Implantatoberflächen erhöhen die Anlagerung von periimplantärem Weich- und Hartgewebe, aber auch die von Plaque (2,26,29,48,107). Letzteres wird von Entzündungen des periimplantären Gewebes begleitet (14,97). Es ist daher sinnvoll, die Rauigkeit von Implantatoberflächen nach der Anwendung verschiedener Periimplantitistherapien zu evaluieren, da der Knochenkontakt und der Verbund zwischen Implantat und Knochen beziehungsweise der Mukosa ebenso wie eine plaqueabweisende Oberfläche wesentliche Voraussetzungen für gesunde periimplantäre Verhältnisse darstellen.

Die sogenannte wirkliche Oberfläche (Werkstückoberfläche) trennt einen Körper von seiner Umgebung. Die Oberfläche kann auf verschiedene Arten beurteilt werden:

a) mechanisch, b) optisch (zum Beispiel mit einem Laser), c) visuell durch Auflichtmikroskopie und d) visuell durch Rasterelektronenmikroskopie. Das mechanische Tastschnittverfahren erfaßt eine Oberfläche zweidimensional. Mittels Vorschubeinrichtung bewegt sich das Tastsystem mit konstanter Geschwindigkeit horizontal über die Oberfläche (98). Das hieraus ertastete Profil aus einer Vielzahl parallel geführter Abtastbahnen ist das nach dem Tastschnittverfahren erfaßte Hüllprofil der wirklichen Oberfläche. Es enthält als wichtigste Gestaltparameter Formabweichungen, Welligkeit und Rauigkeit in μm , wobei einzig letztere sinnvoll zur Beschreibung der Oberflächen-Mikromorphologie herangezogen werden kann. Auch hier muss wieder differenziert werden: Wichtige Parameter für die Beschreibung der Rauigkeit sind die

- **Durchschnittliche Rauigkeit R_a**

Die durchschnittliche Rauigkeit ist das Gebiet zwischen dem Rauigkeitsprofil und ihrer Mittelwertlinie (Abbildung 7, Seite 13)

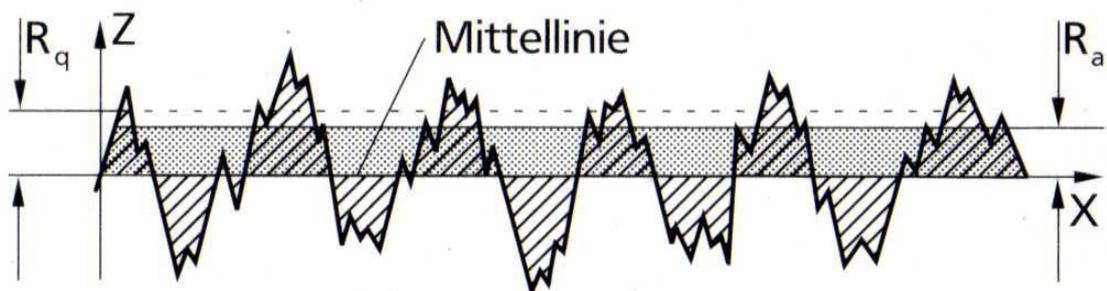


Abbildung 7: Durchschnittliche Rauigkeit

- **Maximale Rautiefe R_{max}**

Die maximale Rautiefe ist die größte Einzelrautiefe innerhalb der GesamtMessstrecke (Abbildung 8, Seite 14).

- **Rautiefe R_z**

Die Rautiefe ist der arithmetische Mittelwert der Einzelrautiefen R_{zi} aufeinander folgender EinzelMessstrecken [R_z =Summe aus der Höhe der größten Profilspitze und der Tiefe des größten Profiltals des Rauheitsprofils innerhalb einer EinzelMessstrecke] (Abbildung 8, Seite 14).

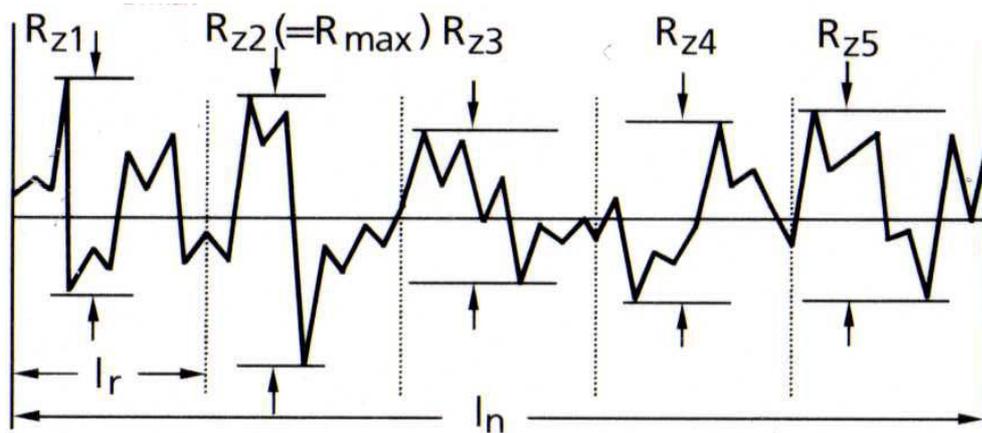


Abbildung 8: Rautiefe

- **Profiltiefe P_t**

Die Profiltiefe (Gesamthöhe des P-Profiles) ist die Summe aus der Höhe der größten Profilspitze und der Tiefe des größten Profiltals des P-Profiles innerhalb der Messstrecke (Abbildung 9, Seite 14).

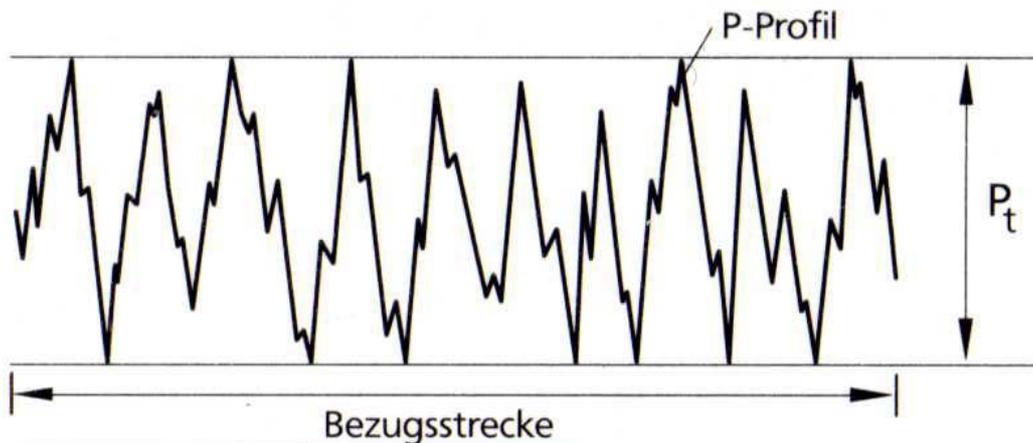


Abbildung 9: Profiltiefe

Allgemein muss zwischen verschiedenen Abtastverfahren (mechanisch, optisch [zum Beispiel mit Laser], unterschiedlichen Messaufsätzen, Tasterempfindlichkeit/ Auflösung) unterschieden werden, da diese zu unterschiedlichen Messwerten, aber untereinander vergleichbaren Ergebnisse führen (66,136). Die Ergebnisse der einzelnen Messverfahren müssen differenziert bewertet werden und sind nicht direkt miteinander vergleichbar (66,77,120,136).

Die mechanische Bestimmung der Oberflächenrauigkeit durch Profilometrie nach DIN EN ISO 4287:1998 hat sich bewährt. Sie beschreibt den Meßaufbau und die Meßparameter und ist einfach anzuwenden, bereits vielfach getestet, eingehend

beschrieben und wurde daher wiederholt zur Evaluation von Implantatoberflächen empfohlen (98,111,115,129) (siehe auch Absatz 2.3.1.1 ab Seite 28).

1.1.6 Parameter zur Erhebung der Messwerte

Als Rauigkeitsparameter hat sich R_a etabliert, da dieser messtechnisch stabil ist und sich als eher unempfindlich gegenüber extremen Mess-Spitzen verhält (66,89,135,136). Trotzdem hängt der Parameter R_a sehr von der gemessenen Flächengröße ab (66). Ergebnisse der Messung der Rauigkeit einer Oberfläche von unterschiedlichen Studien sollten nicht direkt miteinander verglichen werden (66,77,120,136).

Verschiedene Autoren empfehlen zusätzlich zur zweidimensionalen mechanischen Methode ein dreidimensionales Abtastverfahren mit einem Laser. Zweidimensionale Messungen sind jedoch nach Ansicht von einigen Autoren ausreichend, um Zahn- oder Implantatoberflächen hinreichend zu charakterisieren (66).

1.2 Literaturübersicht

Verschiedene Untersuchungen befassen sich mit der Morphologie von Implantatoberflächen im Allgemeinen und Methoden der mechanischen Reinigung im Speziellen.

1.2.1 Untersuchungen zu biologischen Eigenschaften der Implantatoberflächenmorphologie

Schmitz et al erläutern, dass der menschliche Körper über zwei unterschiedliche Möglichkeiten verfügt, enossale Implantate in die Knochenstruktur zu inkorporieren (112). Bei rauer oder bioaktiv beschichteter Implantatoberfläche kommt es über einen primären multilokulären Einzel-Trabekel-Verbund ohne sichtbare Interposition einer Bindegewebsschicht zu einem Kontakt zwischen Knochen und Implantatoberfläche (57). Eine Mindestrautiefe von ca. 20µm sei bei Implantaten aus Metall erforderlich, um durch eine direkte mechanische Verankerung der Trabekel an der Implantatoberfläche eine Lastübertragung zu ermöglichen (54). Im Gegensatz dazu bedient sich der Körper bei glatten Implantaten (mittlere Rautiefe < 5µm) physiologischerweise einer Hilfsstruktur in Form eines kortikal-knöchernen Rahmens, da die Trabekel an der glatten Oberfläche keinen Angriff für einen kraftschlüssigen Kontakt vorfinden. Von diesem knöchernen Rahmen aus ziehen dann einzelne

Trabekel zum benachbarten Knochen und fixieren die Neo-Alveole über einen sekundären multilokulären Einzel-Trabekel-Verbund im Knochen. Zusätzlich zur Rautiefe spielt bei porös-metallischen Strukturen sowohl die mittlere Porengröße als auch die Porosität für die Osseointegration eine Rolle. Dieser Verbund zwischen der Titanoberfläche des Implantats und dem Knochen des Implantatlagers im Kiefer wird seit den Studien von Brånemark als Osseointegration oder alternativ mit dem von Schroeder geprägten Begriff der funktionellen Ankylose bezeichnet (18-20,114,114).

Eine Studie von Cooper et al (2000) zeigt, dass eine vergrößerte Oberflächentopographie mit einem erhöhten Knochen-Implantat-Kontakt korreliert (32). Dies führt zu einem verbesserten biomechanischen Verbund des Implantats mit dem Knochen. Es werden fünf wichtige Effekte einer vergrößerten Implantatoberfläche zugeschrieben: Vergrößerte Kontaktfläche des Implantats zu Knochen, verbesserte Zellapposition, vermehrtes Knochenangebot, verstärkte biomechanische Wechselwirkungen des Implantats mit dem periimplantären Knochen, aber auch verstärkte Entzündungsreaktionen im periimplantären Weichgewebe bei freiliegender Implantatoberfläche. Um die Oberflächentopographie mit Messwerten zu beschreiben, wird als Standard der R_a -Wert empfohlen.

Albrektsson et al (2004) zeigen in ihren Untersuchungen, dass mittlere Rauigkeiten (S_a 1-2 μm) von Implantatoberflächen stärkere Knochenreaktionen im Sinne einer Osseointegration verursachen als glattere ($S_a < 1 \mu\text{m}$) oder rauere ($S_a > 2 \mu\text{m}$) und klinisch einen erhöhten Behandlungserfolg haben. Es haben auch die meisten der heute üblichen Implantatsysteme eine mittelraue Oberfläche ($S_a = 1-2 \mu\text{m}$). Die statistisch belegten Unterschiede der Apposition von Knochen sind jedoch gering. Die Rauigkeiten wurde mittels optischer Abtastung erfasst und die resultierenden Meßwerte S_a sind nicht direkt mit Meßwerten R_a aus der mechanischen Profilometrie vergleichbar (4,5).

Auch Sykaras et al empfehlen 2000 eine mittlere Rauigkeit der zu osseointegrierenden Implantatoberfläche hinsichtlich des biologischen Effekts (126).

Im Tierversuch haben Wennerberg, Albrektsson et al (1996) zwei verschiedene Implantatoberflächen untersucht, die mit 25- beziehungsweise 250 μm großen Al_2O_3 -

Partikeln gestrahlt wurden. Die Implantate wurden nach Messung der Oberflächenrauigkeit in Hasenknochen eingebracht. Nach vier Wochen waren die Implantate, die mit 25µm großen Al₂O₃-Partikeln gestrahlt worden waren, signifikant besser osseointegriert. Auch diese Autoren konnten zeigen, dass mittelraue Oberflächen für die Osseointegration von Implantaten von Vorteil sind (137).

1.2.2 Untersuchungen zu Methoden der mechanischen Reinigung von supragingivalen Implantatoberflächen

Matarasso et al haben 1996 in ihrer Untersuchung 10 verschiedene Prophylaxehilfsmittel eingesetzt, um supragingivale Implantatoberflächen zu reinigen (79). Anhand der resultierenden Oberflächenrauigkeiten konnten drei Gruppen beschrieben werden:

- a) Ultraschall-Scaler, Stahlkürette, Titankürette und Sandstrahlverfahren ($R_a = 0,68-2,08\mu\text{m}$; $R_z = 4,78-11,92\mu\text{m}$)
- b) Gummipolierer, Bürstchen, Teflonkürette, Kunststoffkürette, Kunststoffscaler ($R_a = 0,44-0,57\mu\text{m}$; $R_z = 3,05-4,48\mu\text{m}$)
- c) Abrasive Gummikelche ($R_a = 0,22-0,36\mu\text{m}$; $R_z = 1,54-2,15\mu\text{m}$).

Die Autoren empfehlen aufgrund ihrer Untersuchungen nur Instrumente aus den Gruppen b und c zur supragingivalen Plaqueentfernung. Instrumente aus der Gruppe a erzeugen nach Angaben der Autoren zu große Rauigkeiten und führen somit posttherapeutisch zu verstärkter Anlagerung von Plaque und Zahnstein.

Meschenmoser et al haben 1996 unter standardisierten Bedingungen in vitro die Auswirkungen verschiedener Methoden der mechanischen Reinigung von Titanoberflächen auf die resultierende Oberflächenmorphologie untersucht (84). Die Autoren empfehlen eine Titan-Kürette und das Pulverstrahlverfahren jedoch nur mit Einschränkungen, da die periimplantären Gewebereaktionen auf die erzeugten Oberflächen unvorhersehbar sind. Das Pulverstrahlgerät soll dabei für 30 Sekunden bei einem Abstand von 4mm in einem 90°-Winkel zur Oberfläche gehalten werden. Eine Stahl-Kürette und das an der zahnärztlichen Behandlungseinheit meist integrierte Ultraschallsystem (in diesem Fall Sonosoft, KaVo, Biberach) werden in dieser Studie wegen der sichtbaren Defekte an der Implantatoberfläche, der übermäßig starken Rauigkeiten oder sogar schmale Kratern nach der Oberflächenbearbeitung als ungeeignet beschrieben.

Mengel et al empfehlen aufgrund einer Untersuchung im Jahr 1998 zur intraoralen Reinigung von Implantatoberflächen einen Gummikelch, eine Kunststoffkürette oder das Cavitron®-Sandstrahlgerät (83). Diese hinterlassen auf der bearbeiteten Oberfläche keine Kratzer und sind in der Entfernung von Plaque effektiv. Von einer Anwendung von Ultraschallverfahren oder einer Titankürette wird abgeraten.

1.2.3 Untersuchungen zu Methoden der mechanischen Reinigung von subgingivalen Implantatoberflächen

Dennison et al haben im Jahr 1994 in einer in vitro Studie das Gummipolieren der kontaminierten Implantatoberfläche mit dem Sandstrahlen verglichen. Hierbei führte lediglich das Sandstrahlen zu dekontaminierten Implantatoberflächen. Weiterhin wurde festgestellt, daß sich Implantate mit einer maschinell bearbeiteten („machined“) Oberfläche leichter dekontaminieren lassen als beschichtete Implantate (34).

Augthun et al haben 1998 in einem Versuch gezeigt, dass Diamanten, Ultraschallverfahren und Metallküretten Implantatoberflächen stark beschädigen, da sie die oberste Schicht entfernen (8). Zusätzlich verbleiben Titanabrieb und Späne der Instrumente im periimplantären Gewebe. Ob und wie dieses Material auf das Gewebe einwirkt, ist nicht beschrieben.

Die Bearbeitung von Implantatoberflächen mittels Diamantschleifkörpern zur Entfernung von Plasmaspraybeschichtungen haben Rimondi et al 2000 untersucht (108). Alle Vorgehen ergaben im Vergleich zur Ausgangssituation glattere Oberflächen. Die Autoren geben an, dass die effizienteste Methode zur Entfernung von Plasmaspraybeschichtungen die Verwendung von Diamanten mit einer mittleren Korngrösse von 30 oder 15µm sei. Die dabei resultierende mittlere Rauigkeit R_a betrug etwa 1,0µm.

Quiryneen et al beschreiben 2002, dass sich Plaque bei Oberflächenrauigkeiten von $R_a > 0,3\mu\text{m}$ stärker an das Implantat anlagert als bei Zähnen (102). Somit fördern rauere Implantatoberflächen die Plaqueanlagerung. Es wird empfohlen, an oral zugänglichen Implantatoberflächen eine Rauigkeit von $R_a=0,2\mu\text{m}$ zu wählen, da noch glattere Oberflächen keinen weiteren positiven Effekt zu bringen scheinen.

Ultraschallverfahren und Scaling mit Metallküretten erhöhen die Oberflächenrauigkeit. Kunststoffküretten und Gummipolierer haben nach Ansicht der Autoren keinen oder einen glättenden Effekt auf die Oberflächenmorphologie.

Schwarz et al haben 2003 die Effekte eines Softlasers mit dem Vector-System auf die Biokompatibilität von Titanimplantaten in Kulturen von menschlichen Osteoblasten untersucht (118). Die hier getesteten vier unterschiedliche Oberflächen waren: 1) Sandgestrahlt und geätzt, 2) Titan-Plasma-gestrahlt, 3) maschinenpoliert oder 4) additiv mit Hydroxylapatit beschichtet. Die mit dem Vector-System behandelten Proben zeigten im Vergleich zum Laser eine schlechtere Affinität von Osteoblasten. Weiterhin konnten Materialreste der Kunststoffspitze des Vector auf der Oberfläche gefunden werden. Die Autoren folgern, dass sich das Vector-System bei Anwendung der Kunststoffspitze nicht für die Reinigung von Implantatoberflächen eignet.

Von Behneke und Behneke wird 2004 - zur Vorbeugung einer erneuten Plaqueakkumulation – im Gegensatz zu den meisten anderen Autoren die Abtragung stark rauer Oberflächenstrukturen (zum Beispiel von Schraubenwindungen) empfohlen (11,12). Mit Hilfe diamantierter Schleifkörper und Gummipolierer soll, als so genannte Implantoplastik, eine mittellaue Oberfläche geschaffen werden.

Karring et al haben 2005 in einer vergleichenden Studie die Effektivität der Periimplantitistherapie mit dem Vector-System und Kunststoffküretten untersucht (63). 11 Patienten mit Periimplantitis an jeweils mindestens zwei Schraubenimplantaten wurden im Split-mouth-Verfahren mit den beiden beschriebenen Methoden behandelt und nach drei und nach sechs Monaten nachtherapiert. Zu beiden Zeitpunkten zeigte sich, dass sich für beide Methoden die orale periimplantäre Hygiene gebessert hatte und sich statistisch nicht signifikant von einander unterscheidet.

1.2.4 Zusammenfassung der Literaturübersicht

Während man sich in den gewünschten biologischen Eigenschaften von Implantatoberflächen einig zu sein scheint, zeigt die Literatur zum Thema „mechanische Dekontaminierung“ Studien mit sehr widersprüchlichen Aussagen. Erschwerend kommt hinzu, dass die Ergebnisse der Studien schwer miteinander

verglichen werden können, da unterschiedliche Studiendesigns gewählt wurden. Auch die Fragestellungen und die Lage der zu reinigenden Implantatoberflächen (sub- oder supragingival) gestalten einen Vergleich schwierig. Innerhalb der vorliegenden Studien wird die Reinigungseffektivität dem Hinterlassen einer biologisch „freundlichen“ Oberfläche nicht gegenübergestellt oder erklärt. Empfohlene ablative Verfahren zur der Oberflächenbearbeitung sind:

- a) Implantoplastik mit rotierenden Instrumenten,
- b) Ultraschallscaler in verschiedenen Varianten,
- c) Pulverstrahlverfahren.

Alle drei Techniken produzieren Oberflächenrauigkeiten, die im osteophilen empfohlenen Bereich liegen ($R_a > 0,2\mu\text{m}$).

1.3 Ziel

Das Ziel dieser Studie war es, unterschiedliche innovative sowie bereits beschriebene Methoden der mechanischen Dekontaminierung von Titanoberflächen auf die resultierende Oberflächenmorphologie quantitativ miteinander zu vergleichen. Zusätzlich wurden Bearbeitungsverfahren und Profilometrie auf ihre Reliabilität hin untersucht.

Da die Instrumentierung der Oberflächen und die Erfassung der resultierenden Rauigkeit bei implantattypischen sphärischen Probekörpern sehr kompliziert ist, wurde das in-vitro-Modell auf Titanscheiben mit planen Oberflächen vereinfacht.

Hauptfrage:

Welche über den Rauigkeitsparameter R_a messbaren quantitativen Unterschiede bestehen zwischen Titanoberflächen nach Instrumentierung mit ultraschallaktivierten Partikel- oder Pulverstrahlverfahren im Vergleich zu rotierenden Instrumenten?

Nebenfrage:

Welche der untersuchten Methoden zur mechanischen Reinigung von Titanoberflächen produziert eine Oberflächenmorphologie, die der in der Literatur für die Therapie der Periimplantitis beziehungsweise der Osseointegration empfohlenen am ehesten entspricht?

2 Material und Methode

2.1 Übersicht über den Prüfplan

Für diese In-vitro-Untersuchung wurden verschiedene Methoden der mechanischen Dekontaminierung von Titanoberflächen im Rahmen einer chirurgischen Erst-Therapie der Periimplantitis ausgewählt: (a) Implantatoplastik mit rotierenden Schleifkörpern unterschiedlicher Körnung, Abstrahlen mit (b) Salzkristall und (c) Al₂O₃-Sand, (d) Anwendung des ultraschallaktivierten Partikelverfahrens (Vector[®]) und (e) eine Kombination von (d) und (c).

Bei allen Methoden wurde die resultierende Oberflächenmorphologie profilometrisch (R_a-Wert) und auflichtmikroskopisch untersucht.

Für die Beurteilung der intra- und inter-individuellen Reproduzierbarkeit der Bearbeitungs- und Messmethoden wurden insgesamt drei methodisch identische Bearbeitungs- und Messreihen durchgeführt, zwei von Untersucher A und eine dritte durch einen weiteren Untersucher B.

2.2 Probekörper und Testverfahren

2.2.1 Probekörper

Als Probekörper dienten ausgestanzte, runde Plättchen mit einem Durchmesser von 10mm und einer Dicke von 1mm aus kalt verformten, kommerziell reinem Titan Typ IV mit metallurgischen Eigenschaften, die weitgehend kommerziellen oralen Implantaten entsprechen. Die Form und die Maße wurden so gewählt, dass die Probekörper in weiteren, biologischen Versuchsreihen verwendet werden können.

2.2.2 Vorbehandlung der Probekörper

In einem ersten Arbeitsgang wurde jeweils eine Oberflächenseite der Titanplättchen unter standardisierten Konditionen unter Wasserkühlung gleichmäßig poliert, um alle Probekörper mit einer einheitlichen Oberfläche zu versehen. Dazu wurden die Titanplättchen mit Presspassung in Kunststoffblöcke eingebettet, um die Handhabung und eine gleichmäßige Politur zu erleichtern. Der Probekörper im Kunststoffblock wurde dann mit Hilfe einer Standbohrmaschine mit Polierscheiben (Schleifscheibenset für Zahntechnikerhandstück „K9“, KaVo, Biberach) in immer feinerer Schleifpapier-Körnung bis zu einer abschließenden Körnung von 1200 im Wasserbad poliert. Die Zahl der Körnung (ohne Maßeinheit), die in der Regel auf der Rückseite des

Schleifpapiers angegeben ist, orientiert sich an der Anzahl der Maschen eines Siebes pro Zoll (25,4 mm). Je größer die Zahl, desto feiner die Körnung. Überschlagsmäßig gilt für die Korngröße: Korngröße in mm = 25,4 / Körnung. Die Körnung 1200 (mit einer mittleren Korngröße von 21,2µm) ergibt matte Oberflächen, die in etwa dem zu osseointegrierenden Anteil von Brånemark-Implantaten („machined-surface“) entsprechen (101).

Danach wurden die Titanplättchen nochmals mit Presspassung in einen weiteren Kunststoffblock eingebettet (Abbildung 10 und Abbildung 11, Seite 23). Dieser Kunststoffblock erlaubte eine eindeutige Positionierung der jeweiligen Titanprobe während der Bearbeitung der Oberfläche und den anschließenden Messungen. Dafür wurde eine zum Messgerät (Perthometer, siehe auch Punkt 3.2.1.1) gehörige Hohlform (Halterung des Herstellers Mahr, Göttingen, Deutschland) mit einem kaltpolymerisierenden Kunststoff (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) vollständig aufgefüllt. In diesen Block wurde dann in einem zweiten Schritt zur Minimierung der Polymerisationsschrumpfung um die Plättchen herum eine zentrale Mulde gefräst. Die Probe wurde dann in einem dritten Schritt mit einer kleinen Menge Paladur in der Mulde im großen Kunststoffblock so eingebettet, dass sie in Presspassung reponierbar war. Bis zum endgültigen Aushärten wurde das Plättchen mit Hilfe einer Wasserwaage horizontal ausgerichtet.

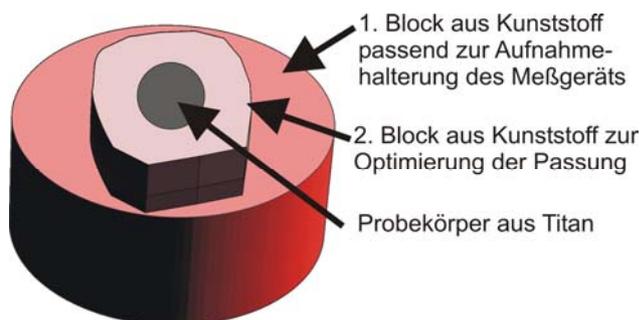


Abbildung 10: modifizierter Kunststoffblock als Halterung des Probekörpers (schematisch)



Abbildung 11: modifizierte Kunststoffblockhalterung des Probekörpers im Perthometer

2.2.3 Verfahren zur Oberflächenbearbeitung

Jeweils 3 Titanplättchen wurden wie bei einem chirurgischen Eingriff am Implantat mit jedem der folgenden Verfahren bearbeitet:

- Zur Simulierung einer Implantoplastik als Referenzverfahren:
 - Rotierend roter Diamantschleifkörper
 - Rotierend roter Diamantschleifkörper + brauner Polierkörper
 - Rotierend roter Diamantschleifkörper + brauner + grüner Polierkörper
 - Abstrahlen mit Salzkristall
- Als experimentelle Verfahren
 - Oszillierend: Vector[®] ultraschallaktivierte Partikel
 - Abstrahlend: CoJet[®] Al₂O₃-Sandstrahlverfahren
- Kombination: Vector[®] und anschließend CoJet[®]

Die Bearbeitung wurde hinsichtlich verschiedener verfahrensimmanenter Parameter variiert, dies wird nachfolgend detailliert erläutert. Eine vollständige Liste der durchgeführten Bearbeitungsreihen befindet sich im Anhang ab Seite 89.

Die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten erfolgte unter externer Wasserkühlung mit isotoner Kochsalzlösung. Bei der Salzkristalllösung, dem Al₂O₃-Sand und der Suspension für das Vector[®]-Verfahren wurde auf kommerzielle Produkte (siehe unten) zurückgegriffen.

2.2.3.1 Rotierende Bearbeitung

Bei der Bearbeitung der Titanoberflächen mit rotierenden Instrumenten wurde bei allen Probekörpern ein einheitlicher Anpressdruck von etwa 0,04 N (=40g) angewandt. Die Kontrolle des Drucks erfolgte regelmäßig parallel zur Probenbearbeitung mit einer elektronischen Feinwaage. Die Schleifkörper wurden in einem flachen Winkel zur Probe gehalten und nicht flächig über das Plättchen bewegt, sondern auf einer Stelle gehalten.

2.2.3.1.1 Diamantschleifkörper

Mit einem in ein hochtouriges Winkelstück (Intramatic Lux2-24LN FG[®], KaVo, Biberach) eingebrachten Diamantschleifkörper (Torpedoform Ø 2mm, rotberingt, Rauigkeit 50µm, Horico, Deutschland, Abbildung 12, Seite 25) wurden die Titanplättchen mittig bei 10.000 Umdrehungen pro Minute für 30 Sekunden angeraut.



Abbildung 12: Diamantschleifkörper rot

2.2.3.1.2 Gummipolierer

Eine zweite Reihe von Titanprobekörpern wurde nach Aufrauung mit dem Diamanten überpoliert. Ein brauner Gummipolierer (Knospe Ø 3mm, Ompol, Deutschland, Abbildung 13, Seite 25), eingespannt in ein grünes zahnärztliches Winkelstück (Intramatic Lux2-7LN[®], KaVo) mit grünem Kopf (67LDN[®], KaVo), wurde bei 7.000 Umdrehungen pro Minute mit einem Anpressdruck von etwa 0,04 N in der aufgerauten Furche auf- und abgeführt.



Abbildung 13: Gummipolierer „braun“



Abbildung 14: Gummipolierer „grün“

Die dritte Probenreihe wurde dann in einem sich anschließenden Durchgang zusätzlich mit einem grünen Gummipolierer (Knospe Ø 3mm / Ompol, Deutschland, Abbildung 14, Seite 25) analog bei 7.000 Umdrehungen pro Minute hochglanzpoliert. Für jeden der Probekörper wurde ein fabrikneuer Gummipolierer benutzt.

2.2.3.2 Bearbeitung mit Partikelverfahren

2.2.3.2.1 Abstrahlen mit Salzkristall

Das bei den Versuchen eingesetzte Pulverstrahl-System Prophyflex 2[®] (KaVo, Biberach, Deutschland, Abbildung 15, Seite 26) wird über den zahnärztlichen Turbinenanschluß betrieben und ist zur Entfernung von supragingivalen Zahnbelägen gedacht. Das Prophyflex arbeitet mit einem Salzkristallpulver aus Natriumbikarbonat

(Partikelgröße 30-50µm, KaVo, Biberach, Deutschland), welches mit etwa 20m/s auf die bearbeitete Oberfläche auftrifft.

Die Arbeitsspitze des Gerätes wurde für 60 Sekunden über eine definierte Stelle des Titanprobekörpers unter Einhaltung eines konstanten Abstands der Düse zur Titanoberfläche von 5mm gehalten und mit Hilfe eines Blocks aus Kunststoff mit eingefräster Auflage gesichert.



Abbildung 15: Zahnärztliches Gerät zum Abstrahlen von Oberflächen mit Salzkristallpulver (Prophyflex2®, KaVo)

2.2.3.2.2 Abstrahlen mit Al_2O_3 -Sand

Das CoJet-System® (3M-ESPE, Seefeld, Deutschland) wurde ursprünglich für die intraorale Reparatur defekter Keramikverblendungen an fest eingesetzten zahnärztlichen Restaurationen entwickelt. Es ermöglichte erstmals einen dauerhaften chemischen Verbund zwischen Metall- oder Keramikoberflächen der im Mund verbleibenden Restauration zu den modernen Reparaturkompositen, mit denen der Defekt ersetzt werden soll. Ein geeignetes Pulverstrahlgerät (hier: Hager und Werken, Duisburg, Deutschland, Abbildung 16, Seite 27) strahlt das aus 30µm großen Partikeln bestehende CoJet®-Pulver auf die zu bearbeitende Oberfläche. Das Gerät wird über ein herkömmliches Druckluftnetz oder auch über den zahnärztlichen Turbinenanschluß betrieben.

Über definierte Zeiträume (10, 30, 60 Sekunden) wurde das Pulverstrahlgerät mit CoJet®-Pulver an einer Stelle des Titanprobekörpers eingesetzt. Bei allen Vorgängen dieser Untersuchungsreihe wurde auf gleichmäßigen Abstand der Düse zur Titanoberfläche von 5mm geachtet. Dies wurde mit Hilfe eines Blocks aus Kunststoff und eingefräster Auflage für das Pulverstrahl-Handstück gewährleistet.

2.2.3.2.3 Ultraschallaktivierte Partikelverfahren

In dieser Studie wurden zwei verschiedene Sondenspitzen des Vector-Systems® (Dürr, Bietigheim-Bissingen, Deutschland) angewandt: Eine Metallspitze und eine kohlefaserverstärkte Kunststoffspitze (Abbildung 5, Seite 9). Laut Herstellerangaben erfolgt der Substanzabtrag beziehungsweise die Politur der zu bearbeitenden Oberfläche ohne Kontakt mit der Arbeitsspitze. Unter Kontakt sei die Partikelaktivierung nicht mehr vollständig gewährleistet. Da sich während der Periimplantitistherapie ein Kontakt zum Implantat nicht vermeiden lässt, wurde ein Teil der Untersuchungsreihen unter Kontakt der Spitzen zum Titanprobekörper, ein anderer mit Abstand (1mm) zum Titanplättchen durchgeführt. Der Abstand wurde mit Hilfe eines Blocks aus Kunststoff mit eingefräster Auflage für das Vector-Handstück konstant gehalten. Variiert wurde auch das verwendete, zum System gehörende Vector-Pulver: Grobe Partikel (50µm-Vector Fluid abrasive) oder feine Partikel (10µm-Vector Fluid polish). Die Probekörper wurden jeweils für die Dauer von einer Minute bearbeitet, der Arbeitsaufsatz dabei nicht flächig bewegt. Bei einer zusätzlichen Probenreihe wurde die Spüllösung des Vector-Systems nach Beendigung der Bearbeitung und vor dem Abtasten im Perthometer mittels 0,9%-NaCl-Lösung für 1 Minute von der Oberfläche der Prüfkörper mit einer Einmalspritze abgespült.

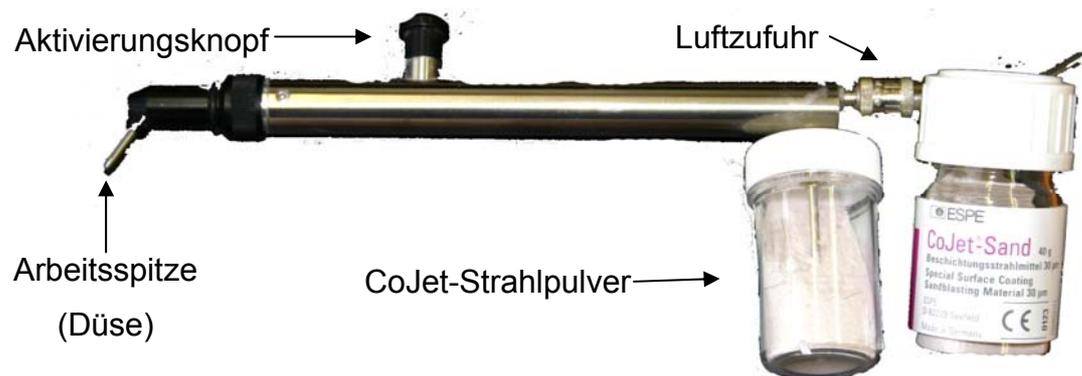


Abbildung 16: Pulverstrahlgerät (Hager und Werken, Duisburg, Deutschland) für die Applikation von Al₂O₃-Sand

2.3 Datenerhebung

2.3.1 Messungen allgemein

Anlehnend an die in der Literatur beschriebenen Verfahren zur quantitativen Beschreibung der Oberflächenrauigkeit wurden die bearbeiteten Titanplättchen mit einem Profilometer mechanisch abgetastet (32,66,79,84). Des Weiteren wurden auflichtmikroskopische Aufnahmen einem qualitativen Vergleich unterzogen.

2.3.1.1 Oberflächenabtastung

In der vorliegenden Untersuchung wurde das Profilometer „Perthometer“ der Firma Mahr (Göttingen, Deutschland) verwendet (Abbildung 17, Seite 28). Es wird an der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie des Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde routinemäßig eingesetzt, daher gibt es mit diesem Gerät ausreichend Erfahrung auf dem Gebiet der Profilometrie (111,136). In dieser Untersuchung kam als Tastkopf ein Diamant-Stylus mit einem Durchmesser von $2\mu\text{m}$ und 90° -Kontaktarm bei einer Abtastgeschwindigkeit von $0,5\text{mm/s}$ zum Einsatz (Abbildung 18, Seite 28).



Abbildung 17: Profilometriegerät Perthometer, Fa. Mahr, Deutschland

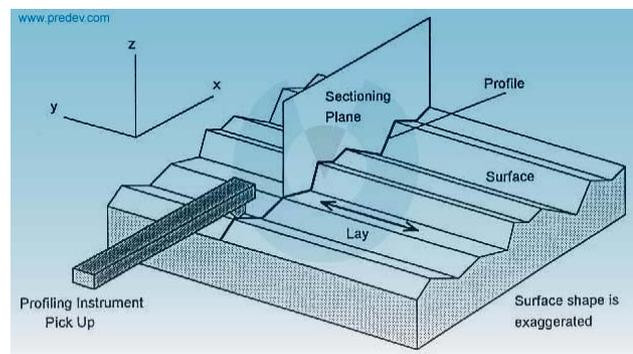


Abbildung 18: Hüllprofil schematisch

Für Rauigkeitskenngrößen sind 5 Messstrecken Standard (DIN EN ISO 4287:1998) (98). Um die heterogene Oberfläche besser beurteilen zu können, wurden 121 Einzelmessstrecken abgetastet. Der Mittelwert aus den Rauigkeiten einer Einzelmessstrecke ergab einen mittleren Rauigkeitswert R_a für diese Einzelmessstrecke und führte so im Ergebnis zu 121 Rauigkeitswerten R_a .

Mit der Software „Topographie“ lässt sich aus den gemessenen Strecken die Oberfläche dreidimensional darstellen. So kann man die Mikro- und Makromorphologie grafisch-visuell bewerten und qualitative Aussagen treffen, die über die quantitative Beurteilung der erwähnten Rauigkeitsparameter hinausgehen und im Ergebnisteil zur weiteren Illustration dargestellt sind.

2.3.1.2 Auflichtmikroskopie

Mittels Auflichtmikroskop (Zeiss, Jena) wurden bei Vergrößerungen von 6,3- / 20- / 25-fach digitale Fotografien hergestellt. Diese Fotografien wurden visuell-qualitativ (empirisch) miteinander verglichen.

2.3.2 Vorversuche

Vor dem eigentlichen Experiment (Bearbeitung und anschließende Abtastung des Titanprobekörpers) wurden Testdurchläufe aller Untersuchungsschritte durchgeführt. Diese führten zur Optimierung der Versuchsabläufe, zum Beispiel in der Handhabung der einzelnen Verfahren, und gaben Hinweise auf die zu erwartende Oberflächenmorphologie und Genauigkeit (Messwertebereich) des Abtastverfahrens. Das ursprüngliche Studienprotokoll wurde anhand dieser Daten auf die vorliegende Form hin korrigiert und die weiter unten angegebene angebrachte Form der statistischen Auswertung gewählt.

2.3.3 Reliabilitätsuntersuchung

Anhand mehrerer identischer Probedurchläufe wurde kontrolliert, ob die Ergebnisse wiederholter Versuchsreihen und Messungen unter ansonsten identischen Bedingungen reproduzierbar sind. Hierfür wurden alle Proben dreifach nach den bereits beschriebenen Verfahren bearbeitet und vermessen. Dazu wurden jeweils zwei Probereihen durch einen ersten Untersucher bearbeitet, profilometrisch vermessen und anschließend miteinander verglichen (Intraindividuelle Reliabilität). Ein zweiter Untersucher führte daraufhin bei einer identischen dritten Probenreihe unter gleichen Bearbeitungsbedingungen die gleichen Messungen durch (Interindividuelle Reliabilität).

Die Ergebnisse der vorhergehenden Messungen waren dabei nicht bekannt und die Untersucher somit verblindet.

2.4 Datenfluss

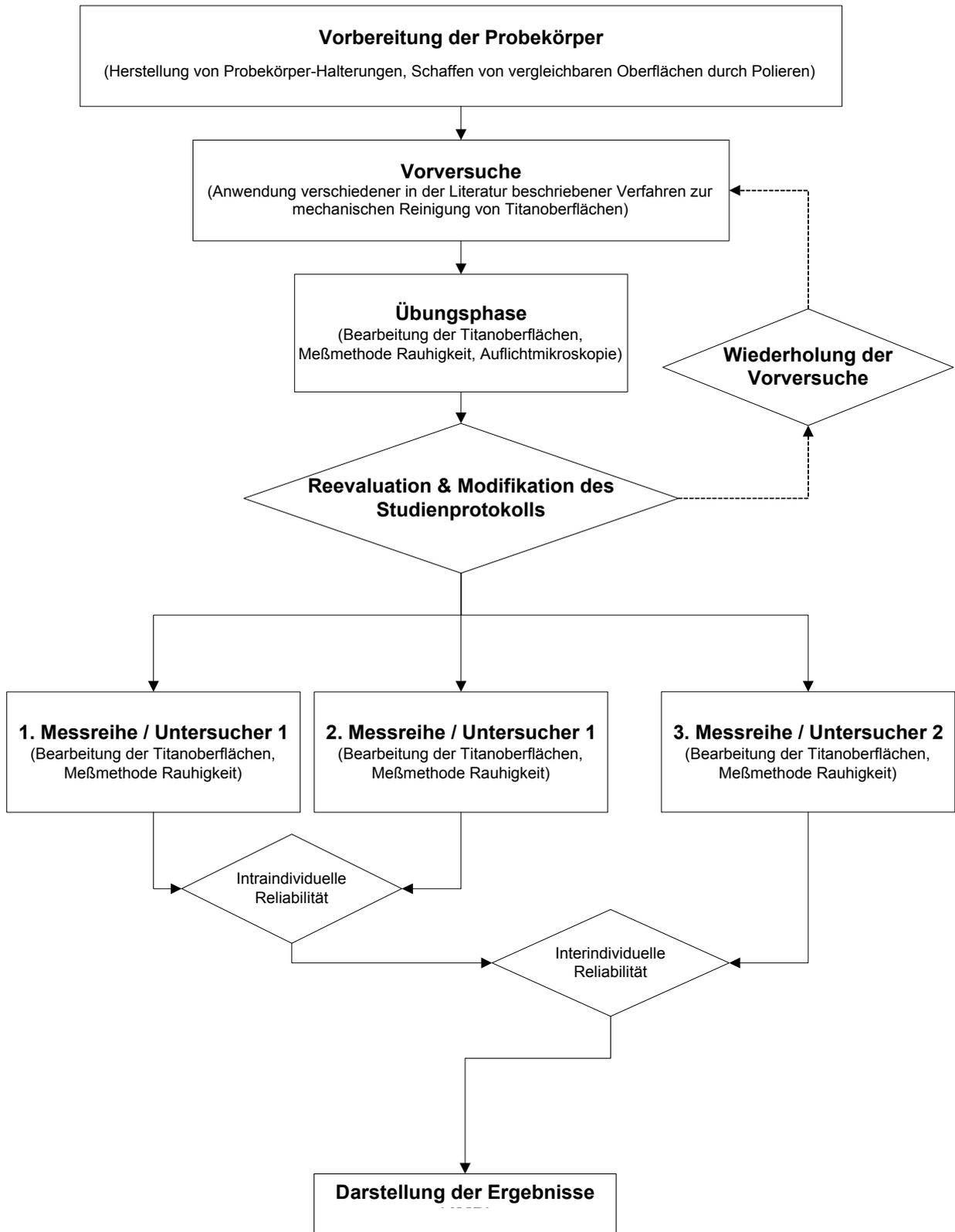


Abbildung 19: Datenfluss

2.4.1 Datenerfassung

Zur statistischen Auswertung und Visualisierung der Rauigkeitsparameter wurden die Messreihen der Versuchsdaten aus der Perthometer-Software über zwei Schritte (Textdatei, Excel-Tabelle) in das Statistik-Programm (siehe unten) exportiert. Die Bewertungen der Auflichtmikroskopie-Bilder wurden handschriftlich erfasst, manuell in eine Textverarbeitungssoftware übertragen und dann ausgewertet.

2.4.2 Maßnahmen zur Gewährleistung der Datenhomogenität am Perthometer

Um Messungenauigkeiten bei der Profilometrie gering zu halten, wurden zunächst alle Proben einer Messreihe mittels der untersuchten Methoden zur mechanischen Reinigung bearbeitet und dann die Messreihe direkt profilometrisch vermessen. Jede Messreihe wurde sofort mit den bekannten Werten standardisierter Prüfkörper auf Plausibilität hin überprüft, um etwaige fehlerhafte Messungen und Rechenoperationen nicht zu übersehen. Ebenso wurden, nach graphischer Darstellung der vorläufigen Ergebnisse, auffällige Messwerte („Ausreißer“) überprüft. Entsprechende Proben wurden erneut vermessen und mit den ursprünglichen, auffälligen Werten verglichen. Über eine dritte Messung ließ sich dann die mutmaßlich korrektere der beiden Reihen ermitteln.

2.5 Datenauswertung und -darstellung

Die Ergebnisse der Perthometer-Messungen wurden mit der Statistik-Software JMP (SAS Institute Inc., Cary, NC, 1989-95; Version 5.0.1) analysiert und visualisiert. Die allgemein üblichen statistischen Parameter zur Beurteilung von entsprechenden Daten dienten zur Beschreibung der Ergebnisse. Hierzu zählten Mediane, Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten, außerdem für die Mittelwerte und Mittelwertdifferenzen ihre zugehörigen 95% Konfidenzintervalle. Für die Bewertung der Ergebnisse wurden allgemein Mediane Mittelwerten vorgezogen, weil Mediane von möglichen Ausreißern weniger beeinflusst werden als Mittelwerte und weil bei der Auswertung ersichtlich wurde, dass die Daten bisweilen nicht symmetrisch um den Mittelwert verteilt waren, sondern in eine Richtung stärker streuten.

2.5.1 Statistische Berechnungen

Vorversuche zeigten, dass die Messwerte der Versuche teilweise asymmetrisch um den Mittelwert streuten und somit die Beurteilung der Mediane ebenso wichtig erscheint wie die der Mittelwerte. Um bei Vergleichen von zahlreichen Untergruppen innerhalb einer einzelnen Varianzanalyse Fehler ersten Grades (bei statistisch signifikant erscheinenden Unterschieden durch zufällige Assoziationen) auszuschließen, wurde der HSD-Test nach Tukey-Kramer zur statistischen Analyse eingesetzt, da dieser Zusammenhänge strenger beurteilt als der herkömmliche t-Test (siehe unten).

2.5.1.1 Nullhypothese

Ein statistischer Test testet eine statistische Nullhypothese H_0 . Sie lautet hier: H_0 - es ist zwischen den Titanoberflächen, die mit verschiedenen Verfahren zur mechanischen Dekontaminierung bearbeitet wurden, kein Unterschied bei den Rauigkeitsparametern zu erwarten. Dazu wird – unter der Voraussetzung von H_0 – die Wahrscheinlichkeit p berechnet, dass die absolute Mittelwertdifferenz mindestens $|m_1 - m_2|$ beträgt. m_1 und m_2 sind die berechneten Mittelwerte der Rauigkeitsparameter, getrennt nach den Stichproben der Titanoberflächen, die mit verschiedenen Verfahren zur mechanischen Reinigung bearbeitet wurden. Falls p kleiner als 0,05 ist, wird der Unterschied $m_1 - m_2$ zwischen den Mittelwerten der Stichproben als statistisch signifikant auf dem 0,05%-Niveau bezeichnet. Meist liegt dann 0 auch nicht im 95% Konfidenzintervall von $m_1 - m_2$ und umgekehrt. Keinesfalls heißt das: H_0 ist falsch. Allenfalls ist zu entscheiden, ob bei niedrigem Wert für p entweder die Daten der Stichproben gegen H_0 sprechen oder andernfalls der Unterschied $m_1 - m_2$ zwischen den Mittelwerten der Stichproben als so wahrscheinlich gesehen wird, wie p angibt.

2.5.2 Visualisierung der Daten

2.5.2.1 „Box-Plot“ Darstellungen

Ein „Box-Plot“ (Abbildung 20, Seite 34) ist die übliche Form der Darstellung einer Verteilung der Werte von Einzelmessungen, die aus kontinuierlichen Daten besteht. Das 25% Quantil (unteres Quartil) kennzeichnet den Wert, unterhalb dem 25% der Messwerte liegen. Ebenso sind das 50% Quantil (der Median) und das 75% Quantil (oberes Quartil) gegeben. Oberes und unteres Quartil begrenzen die Box

(Interquartilbereich). Dessen Länge – die Interquartillänge (IQR) – bestimmt „Ausreißer“, nämlich Messwerte außerhalb des Intervalls [unteres Quartil – 1,5 x Interquartillänge bis oberes Quartil+1,5 x Interquartillänge]. Messwerte, die gerade noch innerhalb dieses Intervalls liegen, bestimmen das Ende der „whiskers“, die an den Boxenenden ansetzenden Linien {Tukey 1977 18108 /id}. Die Höhe der im „Box und Whiskers Plot“ eingezeichneten Raute schätzt ein 95% Konfidenzintervall für den Mittelwert der Messwerte.

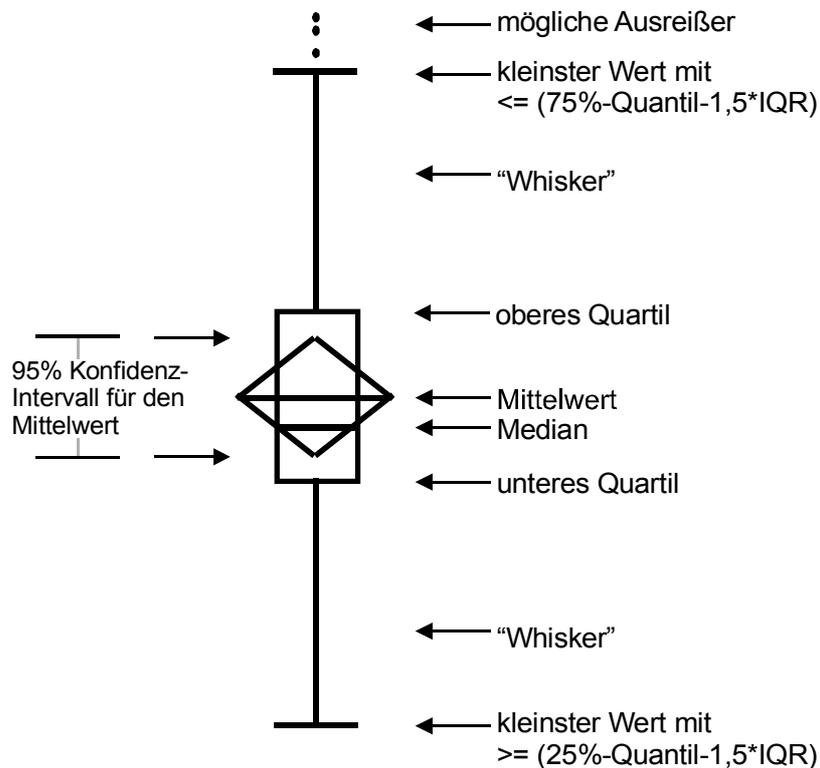


Abbildung 20: Beispiel eines Box-und-Whisker Plot

Jeder Punkt in den Boxplots dieser Studie (in obiger Schemazeichnung nicht dargestellt) zeigt den jeweiligen Mittelwert der Rautiefe R_a einer einzelnen Messstrecke. Bei 121 Messstrecken je untersuchtem Verfahren enthält jeder Boxplot 121 Punkte.

2.5.2.2 Konfidenz-Intervall

Konfidenzintervalle schätzen die Genauigkeit von Studienergebnissen, hier der Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten (6). Ihre Länge und relative Lage zur 0

erlauben Schlüsse auf die Zielgruppe, also alle Implantatoberflächen, die mit denen in der Studie vergleichbar sind. Die exakte Definition eines 95% Konfidenzintervalls ist umständlich. Danach enthalten 95% solcher Intervalle den tatsächlichen Wert der Zielgruppe. Es genügt, ein 95% Konfidenzintervall als einen Wertebereich zu sehen – hier um einen Mittelwert oder um eine Differenz zweier Mittelwerte – von dem zu „95%“ erwartet wird, dass er den tatsächlichen Wert der Zielgruppe enthält.

2.5.2.3 Tukey-Kramer All Pairs-Test

Der *Tukey-Kramer* HSD-Test (*honestly significant difference*) ist eine Variante der One-way ANOVA (Varianzanalyse), mit der sich Mittelwert-Differenzen zwischen Studiengruppen in multiplen Vergleichen sehr klar berechnen und auch grafisch darstellen lassen (128). Je weniger sich die Kreise (siehe Abbildung 21, rechts), die die 95%-Konfidenzintervalle darstellen, überlappen, desto größer ist die Differenz zwischen den Mittelwerten der verglichenen Gruppen. Die gewählte Form der Darstellung in Abbildung 21 beziehungsweise der ihr zugrunde liegende Algorithmus lässt die Trennschärfe des Unterschieds zwischen den Gruppen-Mittelwerten auf einen Blick abschätzen: umfasst der Schnittpunkt beider Kreise einen Winkel von 90° oder mehr, kann von statistischer Signifikanz auf dem Niveau $p < 0,05$ ausgegangen werden.

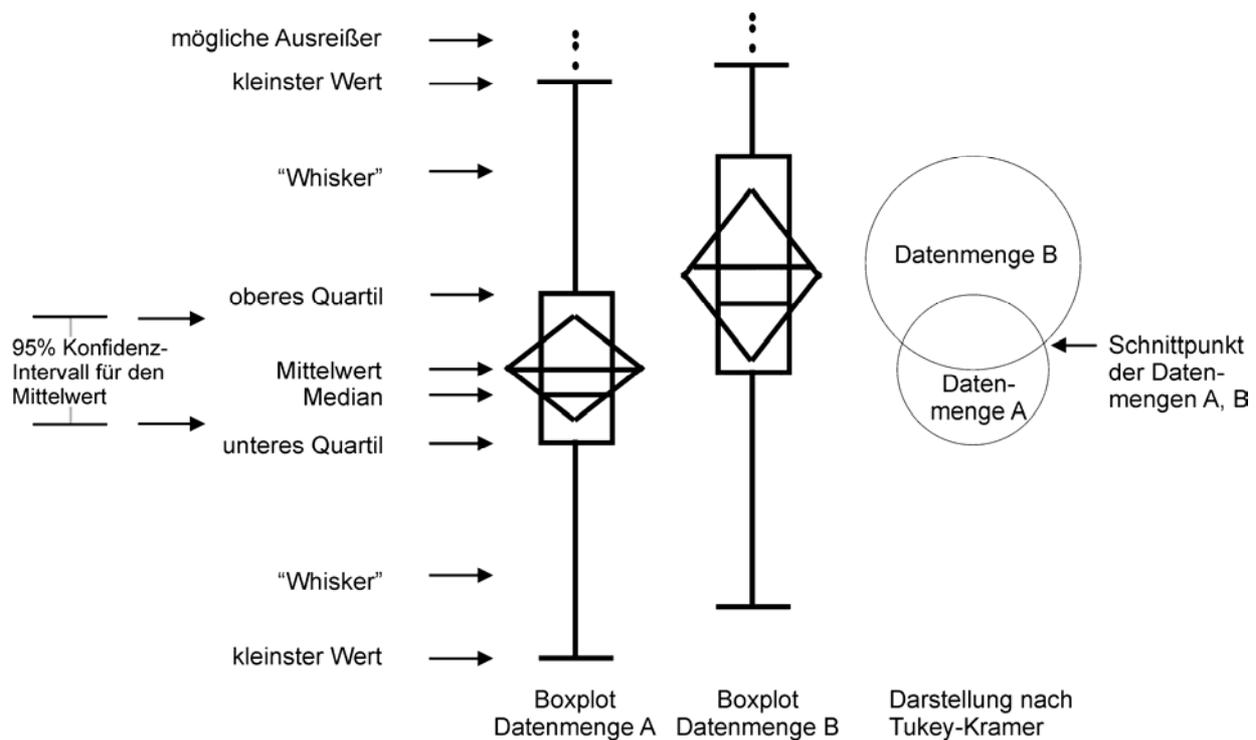


Abbildung 21: Box-Plot und Tukey-Kramer All Pairs-Test

2.5.3 Bestimmung der Wiederholbarkeit der Versuche

Sowohl für die intra- als auch für die interindividuelle Reliabilität des Versuchsaufbaus wurden die im jeweiligen Messverfahren bestimmten Mittelwerte durch ANOVA verglichen, da es sich um kontinuierliches Datenmaterial handelt.

2.6 Zeitaufwand

Für die Vorversuche wurden 51 Proben hergestellt, für die eigentlichen Hauptmessreihen dann 114 Proben vorbereitet. Die Herstellung der Probenhalterungen mit Presspassung dauerte jeweils etwa 90 Minuten. Die Vorbereitung der Probekörper mit jeweils gleicher Oberflächengüte durch stufenweises Polieren bis zu einer Körnung von 1200 dauerte je Probe etwa 20 Minuten. Proben, die beim Poliervorgang beschädigt worden waren, wurden entsorgt und nicht „überpoliert“. Die Bearbeitung der Proben nach den ausgewählten Bearbeitungsmethoden dauerte je nach Methode unterschiedlich lange und zusammen mit der Arbeitsvorbereitung im Durchschnitt ungefähr 3 Minuten je Titanprobe.

Die Oberflächenabtastung dauerte jeweils 40 Minuten je Probekörper. Hierbei ist die wiederholte Kalibrierung des Messgeräts (Perthometer) berücksichtigt.

Für die Auflichtmikroskopie wurde je untersuchter Oberfläche etwa 9 Minuten für ein optimales Bild benötigt.

3 Ergebnisse

3.1 Reliabilitätsuntersuchung

3.1.1 Intraindividuelle Reliabilität

Für die Beurteilung der intraindividuellen Reliabilität der Bearbeitungs- und Messverfahren wurden die Oberflächen von zwei aufeinander folgenden Bearbeitungen durch einen einzigen Untersucher mit derselben Bearbeitungsmethode an zwei gleichen Probekörpern verglichen. Der Vergleich zeigte für alle Bearbeitungsmethoden ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Messgröße R_a (Abbildung 65 - Abbildung 70, Tabelle 3-8, Seite 91-94). Es zeigten sich keinerlei statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den vergleichbaren Probekörpern. Die empirische auflichtmikroskopische Einschätzung der Messwertbereiche kam zu demselben Ergebnis. Die resultierenden Oberflächentopographien verschiedener Testdurchläufe eines einzelnen Untersuchers sind daher, trotz geringer Unterschiede, vergleichbar.

3.1.2 Interindividuelle Reliabilität

Die detaillierten Ergebnisse der intra- und interindividuellen Reliabilitätsbestimmung sind im Anhang aufgeführt (Abbildung 65 - Abbildung 70, Tabelle 3-8, Seite 91-94). Wiederholungen von Prüfserien durch einen zweiten Untersucher zeigen für die meisten Bearbeitungsmethoden (und der Referenzpolitur) ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Messgröße R_a (Tabelle 1, Seite 39). In einigen Situationen gab es dennoch statistische signifikante Unterschiede in der Oberflächentopographie nach Bearbeitung zwischen Untersucher A und B (Beispiel: Abbildung 22, Seite 39 und Tabelle 2, Seite 40, $p < 0,0001$).

Tabelle 1: Mangelhafte interindividuelle Reliabilität

Untersucher A und B <u>nicht</u> vergleichbar
Bearbeitung mit rotem Diamant
Strahlen mit Salzkristalllösung
Vector Metallspitze, ohne Abstand, feine Spüllösung
Vector Metallspitze, mit Abstand, feine Spüllösung
Vector Metallspitze, mit Abstand, grobe Spüllösung
Vector Metallspitze, mit Abstand, feine Spüllösung, ab gespült,
Vector Kunststoffspitze, mit Abstand, feine Spüllösung
Vector Kunststoffspitze, ohne Abstand, H ₂ O als Spüllösung und CoJet
Vector Kunststoffspitze, ohne Abstand, grobe Spüllösung und CoJet
Vector Kunststoffspitze, ohne Abstand, feine Spüllösung und CoJet
Vector Metallspitze, ohne Abstand, feine Spüllösung und CoJet
Vector Metallspitze, ohne Abstand, grobe Spüllösung und CoJet

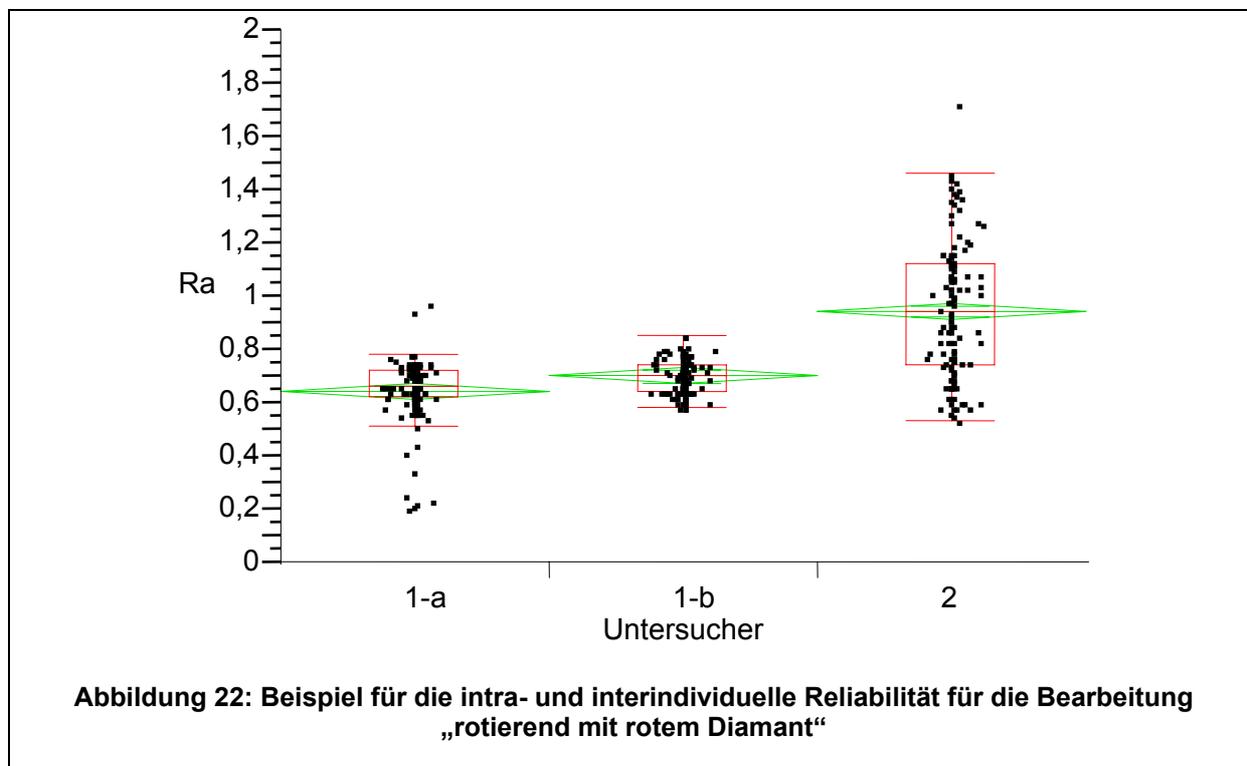


Abbildung 22: Beispiel für die intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „rotierend mit rotem Diamant“

Tabelle 2: Beispiel für die intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „rotierend mit rotem Diamant“

	Untersucher 1-a	Untersucher 1-b	Untersucher 2
Mittelwert	0,65	0,70	0,95
Median	0,66	0,7	0,94

Wurden nach dem letzten Arbeitsgang die Vectorpartikel von der Oberfläche mit isotoner Kochsalzlösung ab gespült, waren auch bei verschiedenen Untersuchern die Ergebnisse vergleichbar. Die weiteren interindividuellen Unterschiede blieben ohne statistische Signifikanz. Lediglich beim Bearbeitungsvorgang „Vector Metallspitze mit Abstand grob“ variierten die Messergebnisse deutlicher. Bei den Oberflächen, die mit dem Vectorverfahren mit Abstand bearbeitet und anschließend mit CoJet abgestrahlt wurden, zeigen sich auch bei unterschiedlichen Spitzen und Spüllösungen ähnliche Rauigkeitswerte.

3.2 Oberflächenabtastung

Da die oben beschriebene Prüfung der Reliabilität zeigte, dass die resultierenden Oberflächentopographien aller Bearbeitungsmethoden bei einem einzelnen Untersucher hinsichtlich der Messgröße R_a miteinander vergleichbar sind, wurden die jeweiligen Messreihen des ersten Untersuchers gemittelt, die Messungen des zweiten Untersuchers jedoch nicht weiter betrachtet.

3.2.1 Polierte Referenzoberfläche

Die Referenzoberfläche zeigte eine relativ gleichmäßige Oberflächenrauigkeit bei einem mittleren R_a von $0,14\mu\text{m}$ (Abbildung 23, Seite 41).

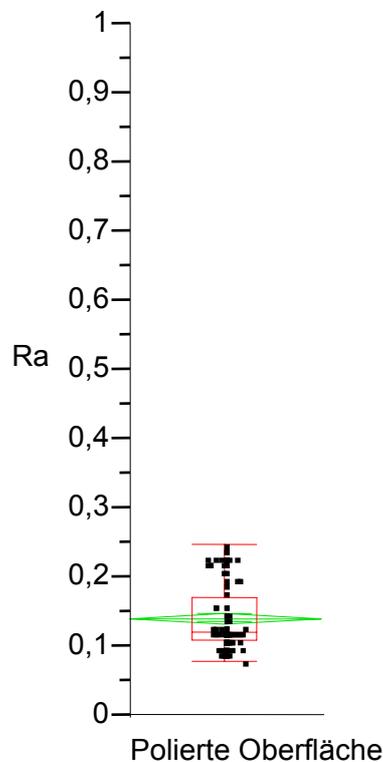


Abbildung 23: Oberflächenrauigkeit der polierten Referenzoberfläche (R_a)

3.2.2 Rotierende Verfahren

Die bisher üblichen Verfahren der mechanischen Bearbeitung von Implantatoberflächen im Rahmen einer Periimplantitistherapie zeigen deutliche Unterschiede in der Oberflächenrauigkeit. Die Bearbeitung mit dem roten Diamant alleine erzeugt die durchschnittlich größte Rauigkeit ($R_a=0,65\mu\text{m}$). Wird diese Oberfläche zusätzlich mit einem braunen bzw. einem braunen und nachfolgend einem grünen Gummipolierer bearbeitet, nimmt die Rauigkeit, wie zu erwarten, deutlich ab ($R_a=0,57\mu\text{m}$ bzw. $R_a=0,43\mu\text{m}$) (Abbildung 24, Seite 42).

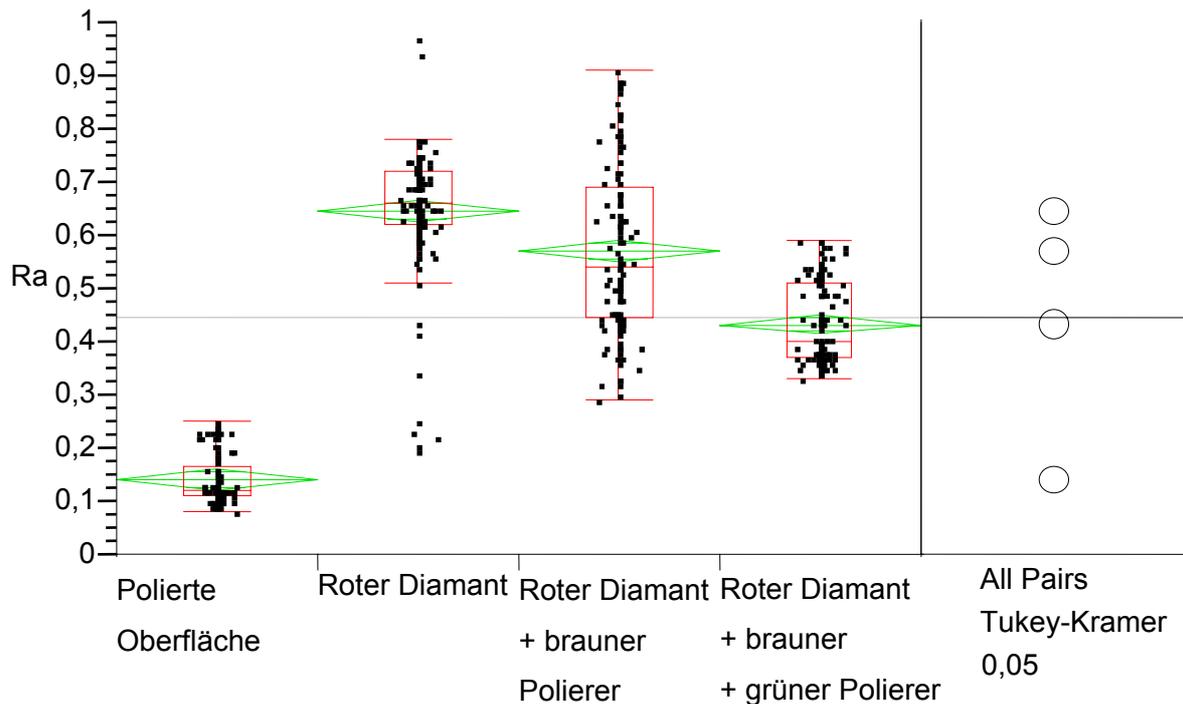


Abbildung 24: Oberflächenrauigkeit nach rotierende Bearbeitung (R_a)

3.2.3 Pulverstrahlverfahren (Salzkristall und Al_2O_3)

Die beiden Bearbeitungsverfahren, die mit Salzkristallen beziehungsweise Al_2O_3 -Sand arbeiten, produzieren voneinander deutlich abweichende Oberflächenrauigkeiten ($p < 0,0001$).

Das Abstrahlen der Titanoberfläche mit Salzkristallen über die Dauer einer Minute erzeugt eine durchschnittliche Rauigkeit von $R_a = 0,24 \mu m$. Diese Rauigkeit ist im Ergebnis der Bearbeitung der Titanoberfläche mittels Al_2O_3 -Sand für 10 Sekunden in demselben steilen Aufprallwinkel ($R_a = 0,26 \mu m$) sehr ähnlich. Wird die Zeit des Abstrahlens mit Al_2O_3 -Sand verlängert (30 Sekunden bzw. 60 Sekunden), so erhöht sich im Mittel auch die Oberflächenrauigkeit ($R_a = 0,29 \mu m$ bzw. $R_a = 0,37 \mu m$). Wird der Aufprallwinkel des Strahlgutes (Al_2O_3) bei einer Einwirkzeit von 30 Sekunden deutlich flacher, so vergrößert sich die Oberflächenrauigkeit im Vergleich zur Probe mit steilem Aufprallwinkel (R_a von 0,20 auf $0,33 \mu m$). Gleichzeitig streuen die Rauigkeitswerte deutlich (Abbildung 25, Seite 43).

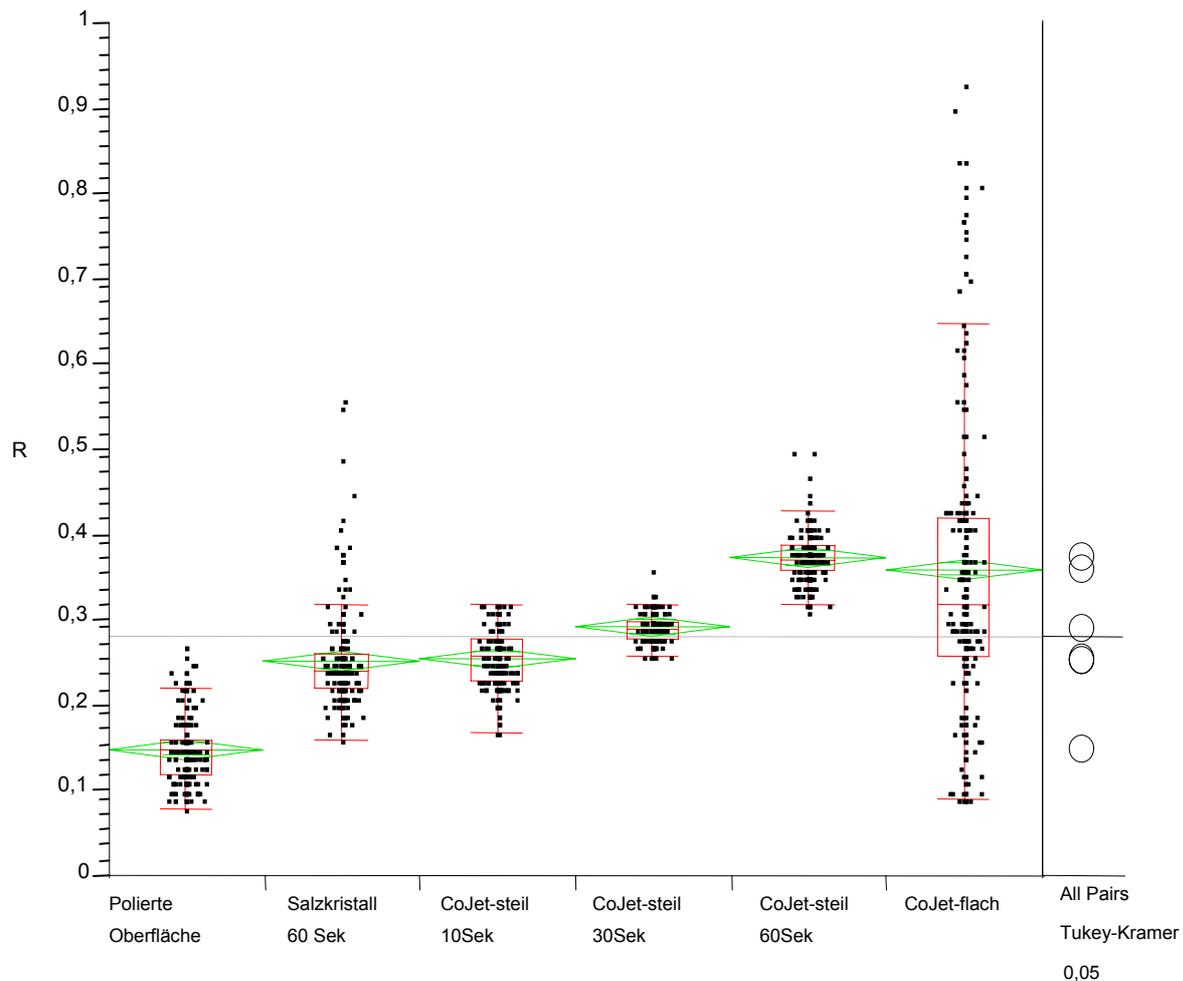


Abbildung 25: Oberflächenrauigkeit von Pulverstrahlverfahren (R_a)

3.2.4 Ultraschallaktivierte Partikel

Das Oberflächenprofil der Probekörper dieser Bearbeitungsreihe war, unabhängig vom eingesetzten Bearbeitungsmodus (mit oder ohne Abstand, Metall- oder Kunststoffspitze, Pulverkörnung) durchweg rauer als bei den Referenzoberflächen. In jeder Bearbeitungsgruppe sind deutliche Ausreißer und erweiterte Boxplots nach oben zu erkennen. Besonders auffallend ist dies in der Gruppe „Vector mit Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche mit feinem Pulver“. Diese Beobachtungen wurden bereits in den Vorversuchen festgestellt. Daher wurde eine weitere Vector-Messreihe in die Studie integriert, um so zwischen dem Standard-Vector-Bearbeitungsverfahren laut Hersteller und einer hier erstmalig beschriebenen Modifikation, nämlich mit einem anschließenden Abspülvorgang unter Verwendung isotoner Kochsalzlösung, differenzieren zu können.

3.2.4.1 Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector im Standard-Bearbeitungsverfahren

Ohne Spülflüssigkeit verursacht die Bearbeitung der Titanoberflächen im Vergleich zur polierten Oberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$) nur geringfügig Aufrauungen ($R_a=0,22\mu\text{m}$ [Kunststoffspitze], $R_a=0,23\mu\text{m}$ [Metallspitze]; Abbildung 26, Seite 45 und Tabelle 8, Seite 98). Dabei raut die Metallspitze im Mittel stärker auf als die Kunststoffspitze ($p<0,0001$).

Die geringsten Rauigkeiten verursacht eine Anwendung mit definiertem Abstand zur Oberfläche und feiner Spüllösung. Dabei hat das Material der Applikationsspitze (Kunststoff [$R_a=0,20\mu\text{m}$] oder Metall [$R_a=0,20\mu\text{m}$]) keinerlei Einfluss auf die Rauigkeit.

Die größte Rauigkeit ergab die Anwendung der Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche und feiner Spüllösung ($R_a=0,51\mu\text{m}$), jedoch bei sehr breit gestreuten Messwerten.

Die breite Streuung der Messwerte ist bei fast allen Vector-Bearbeitungsvorgängen auffallend, wobei die Mehrzahl der Werte im Bereich niedriger Rauigkeiten liegt und Ausreißer vor allem bei größeren Rauigkeitswerten in Erscheinung treten.

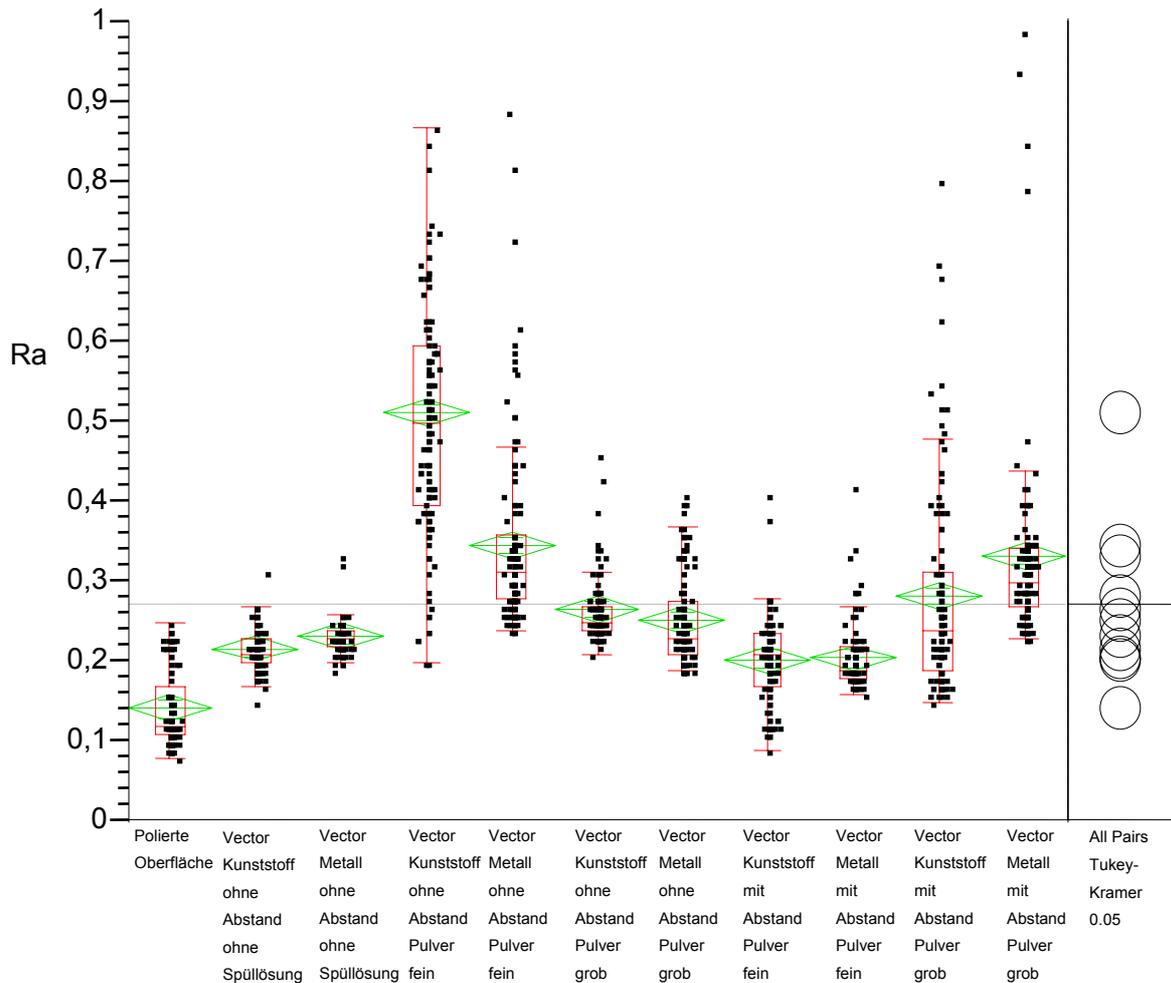
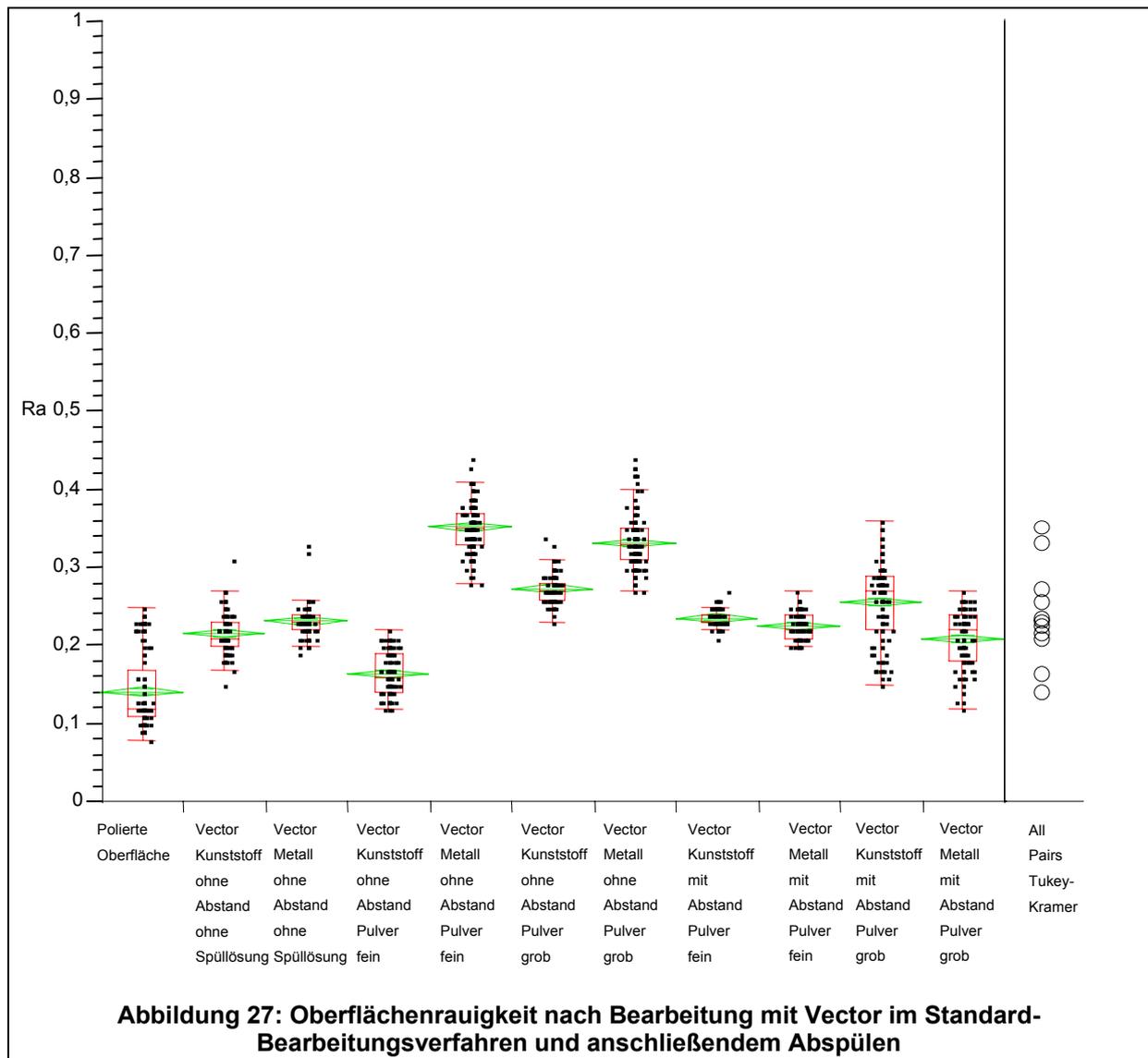


Abbildung 26: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector im Standard-Bearbeitungsverfahren

3.2.4.2 Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector und zusätzlichem abschließendem Abspülvorgang

Die Bearbeitung der Titanoberfläche mit Vector mit abschließendem Abspülvorgang zeigte im Vergleich zur polierten Oberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$) nur geringfügig rauere Oberflächen ($R_a=0,22\mu\text{m}$ [Kunststoffspitze], $R_a=0,23\mu\text{m}$ [Metallspitze]; (Abbildung 27, Seite 46 und Tabelle 9, Seite 99). Dabei raut die Metallspitze im Mittel etwas stärker auf als die Kunststoffspitze. Die geringsten Rauigkeiten bei den Vectorverfahren hatte die Anwendung der Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche und feiner Spüllösung ($R_a=0,16\mu\text{m}$) ($p<0,0001$).

Die größte Rauigkeit zeigte die Anwendung der Metallspitze ohne Abstand zur Oberfläche und feiner Spüllösung ($R_a=0,35\mu\text{m}$).



Die Rauigkeiten der Titanoberflächen nach der Bearbeitung mit Vector und anschließendem Abspülen der Spüllüssigkeit mit NaCl zeigten ähnliche Werte wie die Bearbeitung mit Salzkristall-Pulverstrahlverfahren (bei Vector bewegten sich die R_a Mittelwerte im Bereich von $0,16\mu\text{m}$ bis $0,35\mu\text{m}$; beim Pulverstrahlverfahren im Bereich von $0,24\mu\text{m}$ bis $0,33\mu\text{m}$) (Tabelle 7, Seite 97, und Tabelle 8, Seite 98).

3.2.5 Ultraschallaktivierte Partikel (Vector®) in Kombination mit einem Al_2O_3 -Sand-Strahlverfahren (CoJet®)

Alle Bearbeitungsvorgänge mit ultraschallaktivierten Partikeln in Kombination mit anschließendem Al_2O_3 -Sand-Strahlverfahren (Einwirkdauer 10 Sekunden) resultierten in statistisch raueren Oberflächen im Vergleich zur polierten

Referenzoberfläche (Abbildung 28, Seite 47 und Tabelle 10, Seite 100). Dabei bewegten sich alle Rauigkeiten R_a in einem Bereich von $0,31\mu\text{m}$ bis $0,37\mu\text{m}$. Die geringsten Rauigkeiten bei der Kombination von Vector und CoJet ergab die Anwendung der Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche und H_2O als Spüllösung ($R_a=0,31\mu\text{m}$). Die größte Rauigkeit ergab die Anwendung der Metallspitze mit Abstand zur Oberfläche und grober oder feiner Spüllösung ($R_a=0,37\mu\text{m}$, $p<0,0001$). Bezieht man bei der statistischen Analyse die polierte Referenzoberfläche nicht mit ein, so zeigte der t-Test ebenfalls statistische Signifikanz ($p<0,0001$).

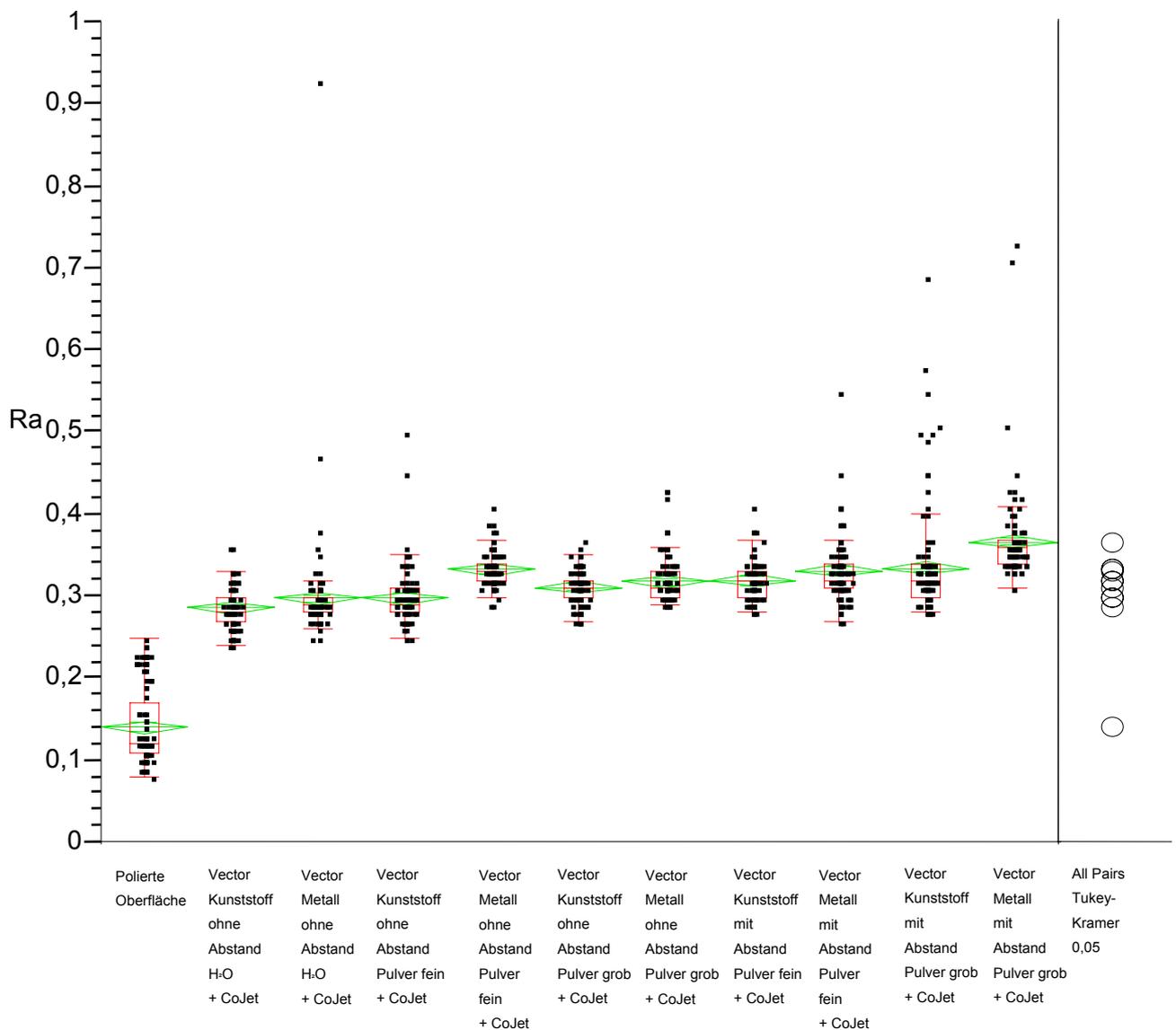


Abbildung 28: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector in Kombination mit Al_2O_3 -Sand-Strahlverfahren (CoJet®)

Im direkten Vergleich zeigen alle Bearbeitungsvorgänge mit ultraschallaktivierten Partikeln in Kombination mit anschließendem Strahlverfahren mit Al₂O₃-Sand rauere Oberflächen im Vergleich zur Anwendung des Vector alleine (Abbildung 29, Seite 48). Dabei scheinen alle Oberflächen, die zusätzlich mit CoJet gestrahlt wurden, bei größerer Streuung der Einzelmessungen insgesamt ähnlicher und homogener zu sein als die Oberflächen, die nur mit dem Vector behandelt wurden.

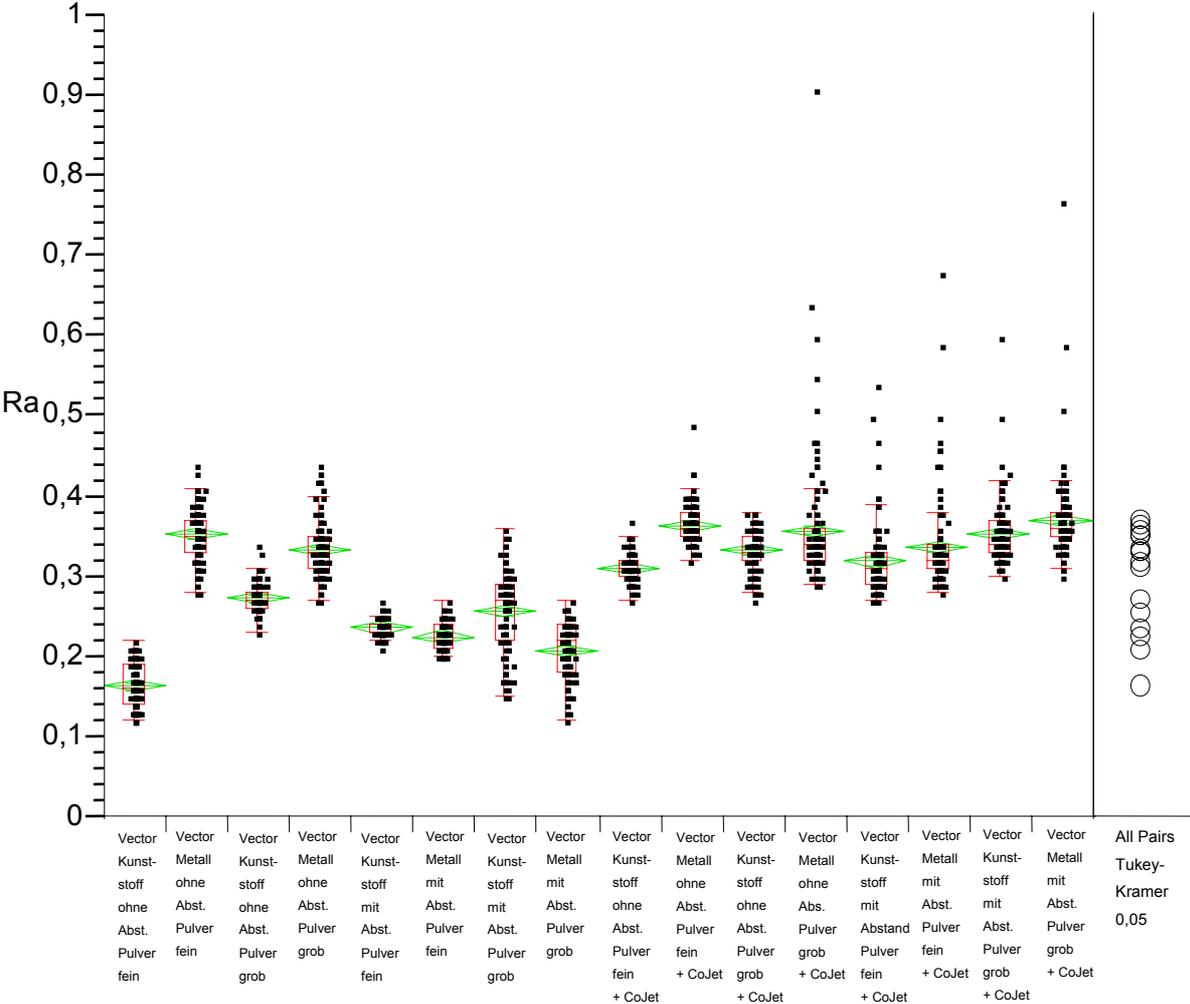


Abbildung 29: Vergleich der ultraschallaktivierten Partikel (Vector®) allein und in Kombination mit Al₂O₃-Sand-Strahlverfahren (CoJet®)

Tabelle 3: Zusammenfassung der Profilometrie, sortiert nach resultierender Rauigkeit

Verfahren	Mittelwerte (Mediane) je nach Modifikation von - bis R _a in µm	Mittel aller Mittelwerte (Mediane) R _a in µm
Rotierend:		
Roter Diamant	0,65 (0,66)	
+ brauner Polierer	0,57 (0,54)	
+ grüner Polierer	0,43 (0,4)	
Sandstrahl	0,26-0,37 (0,26-0,37)	0,31 (0,31)
Vector Standard	0,20-0,51 (0,19-0,50)	0,28 (0,27)
Vector mit Abspülvorgang	0,16-0,35 (0,16-0,35)	0,25 (0,25)
Salzkristall	0,24 (0,24)	
Referenzpolitur	0,14 (0,12)	

3.3. Auflichtmikroskopische Beurteilung

3.3.1 Polierte Referenzoberfläche

Bei visueller Inspektion ist eine einheitliche Oberfläche der polierten Titanoberfläche zu erkennen. Die deutlich sichtbaren „Rillen“ stammen von der sich drehenden Politurscheibe (Abbildung 30, Seite 50).

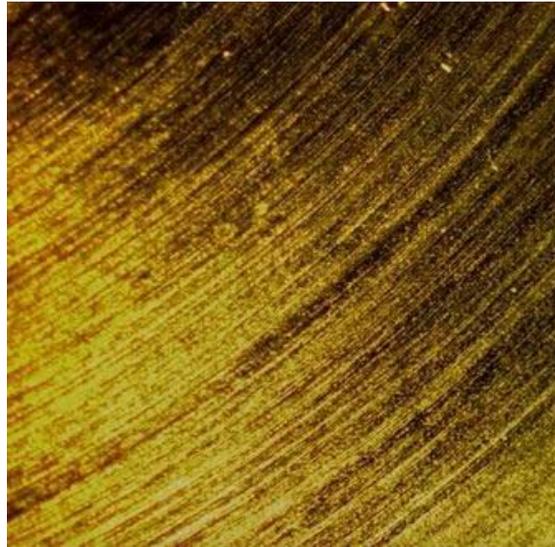


Abbildung 30: Auflichtmikroskopisches Bild der polierten Titan-Referenzoberfläche (25-fache Vergrößerung)

3.3.2 Rotierende Verfahren

Nach Bearbeitung mit rot diamantierten Instrumenten entsteht jeweils eine Gravur im Sinne eines Substanzabtrags mit Niveau-Unterschied zwischen polierter Plättchenoberfläche und bearbeitetem Areal. Die mit dem braunen beziehungsweise dem braunen und anschließend einem grünen Gummipolierer nachbearbeiteten Proben zeigen vor allem im Randbereich „verwaschene“ Strukturen im Sinne überpolierter Kanten. Die Gesamtraugigkeit jedoch scheint im Vergleich zur Referenzoberfläche immer noch größer (Abbildung 31 bis Abbildung 34, Seite 51 bis 51).



Abbildung 31: Polierte Titanoberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$)

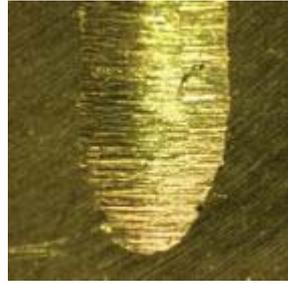


Abbildung 32: Roter Diamant ($R_a=0,65\mu\text{m}$)

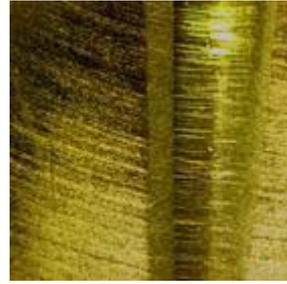


Abbildung 33: Roter Diamant und brauner Gummipolierer ($R_a=0,57\mu\text{m}$)

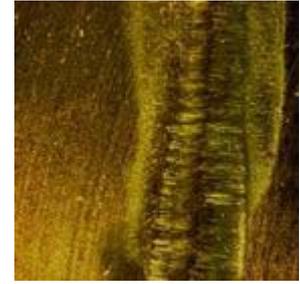


Abbildung 34: Roter Diamant, brauner und grüner Gummipolierer ($R_a=0,43\mu\text{m}$)

Auflichtmikroskopische Bilder der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten

3.3.3 Pulverstrahlverfahren

Beim Aufstrahlen von Salzkristallen auf die Titanoberfläche ist auflichtmikroskopisch kein Effekt zu erkennen. Man sieht jedoch vereinzelte deutliche Erhöhungen auf der Oberfläche. Die mit dem CoJet-Verfahren für 30 Sekunden bearbeiteten Plättchenareale zeigen homogene Oberflächen größerer Rauigkeit, die Rillen der Politur sind hier nicht mehr zu erkennen. (Abbildung 35 bis Abbildung 38, Seite 51 bis 51)



Abbildung 35: Polierte Titanoberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$)

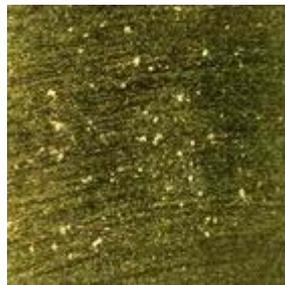


Abbildung 36: Strahlen mit Salzkristallen ($R_a=0,24\mu\text{m}$)



Abbildung 37: Strahlen mit Al_2O_3 -Sand bei steilem Aufprallwinkel ($R_a=0,29\mu\text{m}$)



Abbildung 38: Strahlen mit Al_2O_3 -Sand bei flachem Aufprallwinkel ($R_a=0,33\mu\text{m}$)

Auflichtmikroskopische Bilder der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit Pulverstrahlverfahren

3.3.4 Ultraschallaktivierte Partikel

Die Titanoberflächen nach der Bearbeitung mit dem Vector-Verfahren erscheinen sehr inhomogen.

Bei Einsatz der Vector-Kunststoffspitze in direktem Kontakt zum Plättchen, nur mit NaCl-Spülung und ohne Vector-Spüllösung, erscheint die Oberfläche, ähnlich dem polierten Ausgangszustand, nur unwesentlich aufgeraut. Bei der Bearbeitung der Oberfläche mit der Vector-Metallspitze in direktem Kontakt, nur mit NaCl-Spülung (ohne Vector-Spüllösung), sind im Vergleich zur Kunststoffspitze erhebliche Kratzer erkennbar. Dieses beobachtet man über die gesamte Versuchsreihe „mit Kontakt, ohne Abstand“ hinweg. Wird zusätzlich die Vector-Spüllösung angewandt, so zeigt sich bei der Kunststoffspitze eine nahezu vollständig homogene raue Oberfläche. Mit Metallspitze sind immer noch deutliche Kratzer sichtbar, die jedoch bei Verwendung der groben Spüllösung weniger scharfe Kanten haben.

Wird die oszillierende Vector-Spitze in Abstand zur Titanoberfläche gehalten, so zeigen sich bei beiden Spüllösungen und Spitzenaufsatz-Materialien einheitlich raue, nahezu identische Oberflächen ohne Kratzspuren.

Auf einigen Proben fallen Rückstände der Vector-Spüllösung als vereinzelte Erhöhungen auf der Oberfläche auf, die sich in aller Regel abwaschen lassen (Abbildung 39 bis Abbildung 49, Seiten 52 und 53).



Abbildung 39: Polierte Titanoberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$)

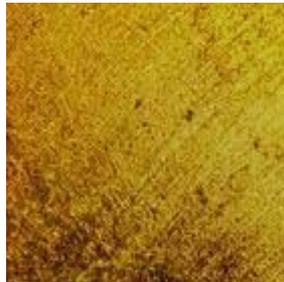


Abbildung 40: Vector – Kunststoffspitze, ohne Abstand, nur NaCl-Lösung ($R_a=0,22\mu\text{m}$)

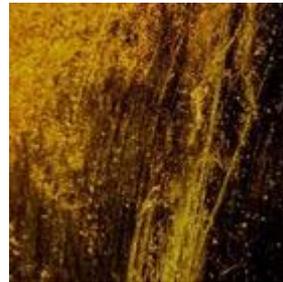


Abbildung 41: Vector – Metallspitze, ohne Abstand, nur NaCl-Lösung ($R_a=0,23\mu\text{m}$)

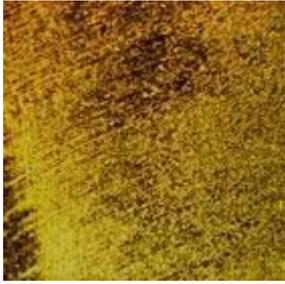


Abbildung 42: Vector – Kunststoffspitze, ohne Abstand, Pulver fein ($R_a=0,16\mu\text{m}$)

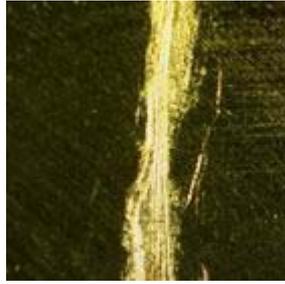


Abbildung 43: Vector – Metallspitze, ohne Abstand, Pulver fein ($R_a=0,35\mu\text{m}$)

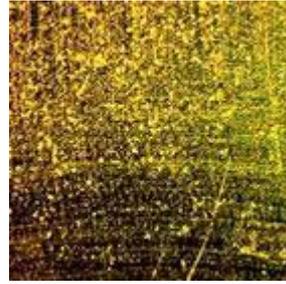


Abbildung 44: Vector – Kunststoffspitze, ohne Abstand, Pulver grob ($R_a=0,27\mu\text{m}$)

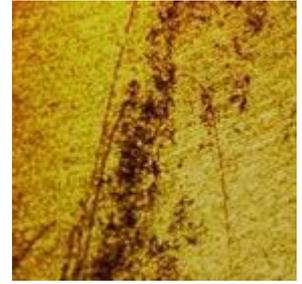


Abbildung 45: Vector – Metallspitze, ohne Abstand, Pulver grob ($R_a=0,33\mu\text{m}$)

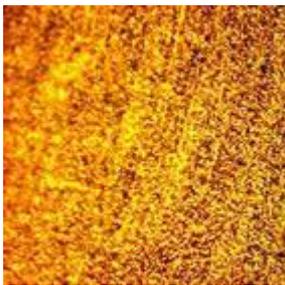


Abbildung 46: Vector – Kunststoffspitze, mit Abstand, Pulver fein ($R_a=0,24\mu\text{m}$)



Abbildung 47: Vector – Metallspitze, mit Abstand, Pulver fein ($R_a=0,23\mu\text{m}$)



Abbildung 48: Vector – Kunststoffspitze, mit Abstand, Pulver grob ($R_a=0,26\mu\text{m}$)

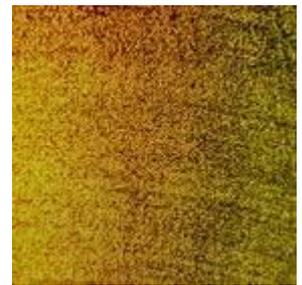


Abbildung 49: Vector – Metallspitze, mit Abstand, Pulver grob ($R_a=0,21\mu\text{m}$)

Auflichtmikroskopische Bilder der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit ultraschallaktivierten Partikeln (Vectorverfahren)

3.3.5 Ultraschallaktivierte Partikel in Kombination mit dem Al_2O_3 -Sand-Strahlverfahren

Die Titanoberflächen erscheinen nach jeder Vector-Bearbeitung sehr einheitlich aufgeraut, wenn anschließend mit Al_2O_3 -Sand abgestrahlt wurde. Auf einzelnen Proben (Kunststoffspitze ohne Abstand, feine und grobe Spüllösung, beziehungsweise mit Abstand und grober Spüllösung) erkennt man immer noch vereinzelt Erhöhungen auf der Oberfläche, bei denen es sich eigentlich nur um Rückstände der Vector-Spüllösung handeln kann (Abbildung 50 bis Abbildung 59, Seiten 54 und 54).

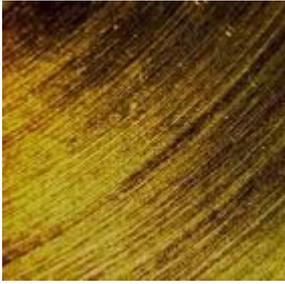


Abbildung 50: Polierte Titanoberfläche ($R_a=0,14\mu\text{m}$)

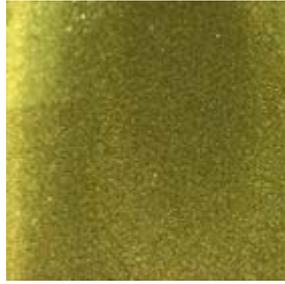


Abbildung 51: Vector-Metallspitze, ohne Abstand, NaCL-Lösung + CoJet ($R_a=0,31\mu\text{m}$)



Abbildung 52: Vector – Kunststoffspitze, ohne Abstand, Pulver fein + CoJet ($R_a=0,31\mu\text{m}$)

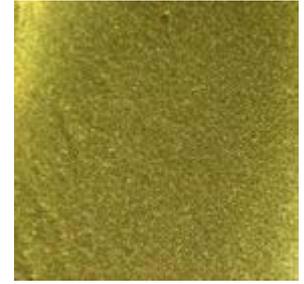


Abbildung 53: Vector – Metallspitze, ohne Abstand, Pulver fein + CoJet ($R_a=0,37\mu\text{m}$)



Abbildung 54: Vector – Kunststoffspitze, ohne Abstand, Pulver grob + CoJet ($R_a=0,33\mu\text{m}$)



Abbildung 55: Vector – Metallspitze, ohne Abstand, Pulver grob + CoJet ($R_a=0,36\mu\text{m}$)



Abbildung 56: Vector – Kunststoffspitze, mit Abstand, Pulver fein + CoJet ($R_a=0,32\mu\text{m}$)



Abbildung 57: Vector – Metallspitze, mit Abstand, Pulver fein + CoJet ($R_a=0,34\mu\text{m}$)



Abbildung 58: Vector – Kunststoffspitze, mit Abstand, Pulver grob + CoJet ($R_a=0,35\mu\text{m}$)



Abbildung 59: Vector – Metallspitze, mit Abstand, Pulver grob + CoJet ($R_a=0,37\mu\text{m}$)

Auflichtmikroskopische Bilder der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit ultraschallaktivierten Partikeln (Vector) kombiniert mit Al_2O_3 -Sand-Strahlverfahren (CoJet)

4 Diskussion

4.1 Wiederholbarkeit der Messungen

Bei Bearbeitungs- und Messvorgängen, die von demselben Untersucher (intra-individuell) durchgeführt wurden, sind die Versuchsreihen bei allen Verfahren miteinander vergleichbar. Demgegenüber sind Bearbeitungs- und Messvorgänge zwischen verschiedenen Untersuchern nicht immer vergleichbar, da hier die Messergebnisse statistisch signifikant voneinander abweichen können. Als Gründe hierfür werden vor allem system-immanente Fehlerquellen, wie zum Beispiel Angulierung der Instrumente, Anpressdruck, oder ähnliches vermutet. Insbesondere fällt dies beim Vector-Verfahren mit Verzicht auf einen abschließenden Abspülvorgang der Reinigungspartikel auf. Zurückbleibende Partikel auf der Oberfläche führten hier vermutlich zu den abweichenden Messergebnissen. Gerade beim Vergleich zwischen erstem und zweitem Untersucher fällt in den Auflichtmikroskopie-Bildern auf, dass je nach Untersucher Restpartikel in unterschiedlichem Ausmaß auf der Titanoberfläche zurückbleiben. Alle Bearbeitungsvorgänge, bei denen die Vectorpartikel von der Oberfläche abgespült wurden, sind hingegen ohne größere Unterschiede zwischen beiden Untersuchern und somit eher vergleichbar. Jedoch wird auch hier der Einfluss der zurückbleibenden Restpartikel deutlich. Vor allem beim zweiten Untersucher sind die Messwerte in den rauen Bereich verschoben. Es ist nicht auszuschließen, dass ein einzelner, insuffizienter Abspülvorgang die Ergebnisse entsprechend beeinflusst hat. Auch die Bearbeitung der Oberflächen mit rotierenden Instrumenten und das Abstrahlen mit Salzkristallen (Pulverstrahlverfahren) zeigt bei zwei Untersuchern statistisch signifikant abweichende Ergebnisse. Daher wurde bei der Darstellung der Ergebnisse auf die Versuchsreihen des zweiten Untersuchers verzichtet.

4.2 Theoretische Betrachtungen zu klinischen Aspekten der untersuchten Verfahren

Für den Erfolg einer Periimplantitistherapie ist nicht nur die nach einem Reinigungsvorgang resultierende Oberflächenrauigkeit entscheidend. Entscheidend ist zudem, wie gut die Oberfläche von Bakterien und deren Toxinen dekontaminiert wurde und wie groß die nachfolgende Affinität von Osteozyten und Bakterien ist (68). Hier wäre, zumindest theoretisch, der Einsatz des Vector sinnvoll, denn das

ultraschallaktivierte Partikelverfahren alleine soll, laut Hersteller, die Titan-Oberfläche nicht angreifen, obwohl es dennoch Biofilm, Smearlayer und Exotoxine beseitigen kann (119). Die bekanntermaßen biokompatiblen Eigenschaften fabrikneuer Titanimplantatoberflächen würden somit nicht modifiziert werden, und die ursprüngliche Oberflächenmorphologie mit ihren fabrikatspezifischen Rauigkeiten und Gewindegängen würde insgesamt erhalten bleiben.

Für die erwähnten biologischen Eigenschaften ist es wichtig zu beachten, dass reines Titan bei Kontakt mit Luft oder biologischen Flüssigkeiten sofort eine Oxidschicht bildet, die sich nach jeder mechanischen Bearbeitung und somit Abtragung umgehend wieder erneuert (126). Theoretisch würde also auch jedes ablativ-dekontaminierende Verfahren bei unbeschichteten Implantaten den biokompatiblen werkstoffkundlichen Ausgangszustand eines fabrikneuen Implantats wiederherstellen.

Der Hersteller des Vector-Gerätes gibt darüber hinaus an, dass durch das ultraschallaktivierte Partikelverfahren Oberflächen auf Distanz (also ohne direkten Kontakt der Arbeitsspitze zur Oberfläche), und somit auch „um die Ecke“ instrumentiert werden können. Diese Eigenschaft an sich würde das Verfahren für die Periimplantitistherapie prädestinieren, da bei konischen Implantaten und tulpenförmigem Emergenzprofil einiger Fabrikate sowie aufgerauten, schraubenförmig oder mit Perforationen versehenen Implantattypen häufig nicht alle Oberflächenareale direkter Instrumentierung zugänglich sind. Klinische Erfahrungen haben aber gleichzeitig gezeigt, dass eine gründliche Zahnsteinentfernung mit dem „Vector“ zumindest zeitaufwendiger ist als mit herkömmlichen Verfahren (119). Zu den erwähnten Eigenschaften des „um-die-Ecke-Polierens“ gibt es bislang keine Untersuchungen (39).

4.3 Oberflächenmorphologie nach Bearbeitung

Zur Bewertung der Rauigkeit von Oberflächen hat sich R_a als Rauigkeitsparameter etabliert, da dieser messtechnisch stabil ist und sich als eher unempfindlich gegenüber extremen Messspitzen verhält (66,67,136). Trotzdem hängt der Parameter R_a von anderen Parametern, wie zum Beispiel der gemessenen Flächengröße, der Oberflächenbehandlung oder dem verwendeten Messinstrument ab (66,67). Ergebnisse der Rauigkeitsmessung einer Oberfläche von verschiedenen

Studien sollten nicht direkt miteinander verglichen werden (66,67,77,120,136). Die sich zwischen verschiedenen Studien unterscheidenden Ergebnisse von Rauigkeitsmessungen ähnlicher Oberflächen sind das Resultat verschiedener Oberflächenbearbeitungen, Messanordnungen, Messgeräte, Messlängen, Softwarefilter und der Anwendung von 2D- oder 3D-Messgeräten (67,77,120,136). Einige Autoren empfehlen zusätzlich zur zweidimensionalen mechanischen Methode ein dreidimensionales optisches Abtastverfahren (67,136). Zweidimensionale Messungen sind jedoch nach Ansicht von anderen Autoren ausreichend, um Zahn- oder Implantatoberflächen hinreichend zu charakterisieren (66,67,129,136).

Bei der Bewertung der biologischen Eigenschaften und einer klinischen Relevanz der Oberflächenkriterien (Rauigkeitsparameter) muss zwischen sub- und supragingivaler Lage der Implantatoberfläche unterschieden werden.

Bei der subgingivalen Implantatoberfläche ist eine Adhäsion von Fibroblasten und Osteoblasten auf der Implantatoberfläche und eine Knochenapposition wünschenswert. Bei der supragingivalen Implantatoberfläche hingegen soll vor allem die Anlagerung von Plaque oder Zahnstein sowie eine Rekolonisation parodontopathogener Keime vermieden, aber gleichzeitig auch den Keratinozyten der oralen Mukosa ein Anheften ermöglicht werden. Verschiedene Studien zeigen in vivo und in vitro, dass Weichgewebe besser mit glatten, polierten Oberflächen interagiert, wohingegen rauere Oberflächen eher die Anheftung von neu gebildetem Knochen fördern (17,27,30,31,67,120). In der Literatur lassen sich jedoch keine eindeutigen Angaben finden, welche Eigenschaften der Implantatoberflächen insgesamt von Vorteil sind.

Die Mehrzahl der Untersuchungen fanden heraus, dass eine rauere Implantatoberfläche zu einer rascheren Zelladhäsion und damit zu einem besseren Kontakt zwischen Knochen und Implantat führt (17,27,30,31,67,120). Andere Untersuchungen konnten diese Beobachtung entweder nicht bestätigen oder keinen erkennbaren Einfluß der Oberflächenrauigkeit auf die Zelladhäsion feststellen (29,52,75,94,131). Rupp et al zeigten, dass auch weitere Faktoren die Osseointegration beeinflussen (110,111). Die initialen Reaktionen zwischen einer fremden Oberfläche und der Flüssigkeit Blut sind physikalischer Natur und somit von der Oberflächenspannung eines Materials direkt abhängig (110,111). Die Mehrzahl aktueller Untersuchungsergebnisse zeigten, dass eine mittlraue Oberfläche für eine

eventuelle Reosseointegration von Implantatoberflächen von Vorteil zu sein scheint. Daher werden in der Literatur diese mittleren Rauigkeiten empfohlen, die durch die in der vorliegenden Studie verglichenen Verfahren erreicht werden können (außer „Abstrahlen mit Salzkristallpulver“ und „Vector-Verfahren mit Kunststoffspitze“) (4,5,120,137,138).

Am Durchtrittsbereich des Implantats zur Mundhöhle und weiter koronal führt eine raue Oberfläche jedoch zu vermehrter Apposition von Plaque und Bakterien und birgt somit das Risiko einer Mukositis. Dementsprechend wird hier eine möglichst glatte (polierte) Oberfläche ($R_a < 0,2\mu\text{m}$) empfohlen (2,14,26,29,48,61,97,101,107).

Eine Exposition von ehemals intraossär gelegenen Implantatoberflächen durch periimplantäre Osteolyse würde konsequenterweise eine Adaptierung der Implantatoberfläche an die neue klinische Situation in der Form erfordern, dass nach Einstellen der biologischen Breite die außerhalb des Weichgewebes gelegenen exponierten Titanoberflächen von jeglicher Rauigkeit befreit werden müssen. Bearbeitungsverfahren, die die submuköse Implantatoberfläche rau, die frei in die Mundhöhle ragenden Anteile jedoch glatt hinterlassen, ließen hierbei einen Vorteil vermuten.

4.3.1 Klassische Verfahren der mechanischen Dekontamination von Implantatoberflächen

4.3.1.1 Rotierende Verfahren

Die Messwerte an den Oberflächen, die nach den herkömmlichen Empfehlungen mit rotierenden, diamantierten Instrumenten bearbeitet wurden, entsprechen den Erwartungen (11,108). Abrasive rotierende Instrumente erzeugen deutliche und unregelmäßige Rauigkeiten, welche durch Politur geglättet werden können. Dabei werden die gut erreichbaren exponierten „Kanten“ von den Gummipolierern besser erfaßt als die eingefrästen Rillen. Das Endergebnis der Politur entspricht allerdings sowohl profilometrisch als auch auflichtmikroskopisch nicht den Erwartungen; die Hochglanzpolitur mit braunem und anschließend grünem Polierer müsste eigentlich ein Rauigkeitsprofil aufweisen, das das der Referenzpolitur noch an Glätte übertrifft. Dies ist mit einem R_a -Wert von $0,43\mu\text{m}$ für die Endpolitur im Vergleich zur Referenz ($0,14\mu\text{m}$) sicherlich nicht der Fall, wengleich sich ähnliche Werte in der Publikation von Matarasso et al wiederfinden (79). Entweder war die mit dem Diamanten eingebrachte Rille in der Tiefe für die Polierinstrumente nur mangelhaft zugänglich

oder die Einsenkung des Defektes in die Oberfläche an sich ergab im Perthometer bereits einen deutlichen Ausschlag, da auch benachbarte, uninstrumentierte Areale mit abgetastet wurden. Die Dekontamination von Implantatoberflächen mit rotierenden Instrumenten ist von chirurgischer Seite mit gewissen Nachteilen behaftet. Häufig ist die im Knochendefekt liegende Oberfläche mit den Schleifkörpern nicht gut zu erreichen, vor allem an den oralen und distalen Aspekten der Implantate oder bei schmalen, spaltförmigen Defekten. Entweder wird die Implantatoberfläche dort mechanisch unbehandelt belassen oder es muss für den Zugang ein zusätzlicher Knochendefekt osteotomiert werden. Auch ist eine ausreichende Wasserkühlung in schwer zugänglichen Bereichen nicht immer gewährleistet. Bei der Bearbeitung der Implantatoberfläche mit Diamanten und Polierern sollte darüber hinaus die Versprengung von Titanpartikeln und Polierkörperanteilen in das umgebende Gewebe berücksichtigt und vermieden werden (8). Dies ist jedoch in der Praxis selten möglich. In der Literatur gibt es keinen eindeutigen Hinweis darauf, ob versprengte Titanpartikel oder sonstige Partikel - wie zum Beispiel Polierkörperanteile der Gummipolierer - einen negativen Einfluss auf die periimplantären Gewebe haben (8) oder das lymphatische Gewebe belasten (108). Es wird jedoch von Mundschleimhautveränderungen analog einer Amalgamtätowierung der Gingiva berichtet (108). Die Abdeckung der Wunde mit Kofferdam funktioniert nur für die Glättung koronaler Implantatanteile im Bereich der Durchtrittsstelle des Implantats in die Mundhöhle einigermaßen zufriedenstellend. Wasserkühlung schließlich (mit steriler Kochsalzlösung) ist unabdingbar, um thermische Schäden an Implantat und Knochen zu vermeiden (11).

4.3.1.2 Pulverstrahlverfahren

Pulverstrahlgeräte - mit Salzkristallen als ablativen Partikeln - werden seit langem zur Entfernung von Belägen und Dekontaminierung von Zahnoberflächen im Rahmen der Prophylaxe, aber auch bei der offenen Parodontaltherapie verwendet. Dem Pulver wird zudem ein positiver Effekt auf das Zellwachstum im Allgemeinen, vor allem aber ein osteoinduktiver Effekt zugesprochen (5,137-139).

Die in dieser Untersuchung angewandten Pulverstrahlverfahren erzeugen homogene, unregelmäßige Oberflächen mit einer mittleren Rauigkeit (Sandstrahlen stärker als Salzkristallstrahlen) (5,8,17,83,84,104,139), welche für die

Osseointegration als vorteilhaft angesehen wird (4,5,17,25,137,139). Darüberhinaus wird die in dieser Studie verwendete Partikelgröße des Al₂O₃-Strahlguts (30µm) in der Literatur für die industrielle Oberflächenkonditionierung von Implantatoberflächen neuer Implantate empfohlen (25,137,138).

Bei der Anwendung von Pulverstrahlgeräten (hier Salzkristall- oder Al₂O₃-Pulver) ist zu beachten, dass verfahrensbedingt im Operationsgebiet keine sterilen und isotonen Verhältnisse eingehalten werden können (68,84,90). Weiterhin ist ein exaktes Bearbeiten nur eines eng definierten Bereichs nicht möglich, da die Partikel sich flächig verteilen (8,83,104). Zudem besteht bei der unvermeidlichen Anwendung an der offenen Wunde des Operations-Situs ein nicht unerhebliches Luft-Embolie-Risiko und zusätzlich die Gefahr eines Weichteil-Emphysems (84,85). In der klinischen Praxis wird daher gelegentlich versucht, um das zu bestrahlende Implantat herum eine Kofferdam-Barriere mit den unter 4.3.1.1 beschriebenen Nachteilen zu legen (68). Da sich die Vector- und die CoJet-Partikel von der Implantatoberfläche allgemein schwer beziehungsweise überhaupt nicht wegspülen lassen, ist theoretisch/ potenziell ein biologischer Effekt der aufgetragenen Partikel möglich (8,83,104).

4.3.2 Experimentelle Verfahren der mechanischen Dekontamination von Implantatoberflächen

4.3.2.1 Ultraschallaktivierte Partikel (Vector®)

Der Einsatz des Vector-Verfahrens im vom Hersteller beschriebenen Standard-Bearbeitungsverfahren ohne zusätzlichen Abspülvorgang der Vector-Partikel führt zu klinisch nicht plausiblen Ergebnissen der Oberflächenrauigkeit. In einigen Proben Gruppen des Vector-Verfahrens waren bei der Profilometrie Ausreißer der Messwerte in Richtung einer jeweils vergrößerten Oberflächenrauigkeit zu erkennen. Im Auflichtmikroskop zeigte sich, dass diese durch an der Titanoberfläche haftende Restpartikel der Vector-Spüllösung oder Spitzenabrieb des Kunststoffaufsatzes verursacht werden. Besonders auffallend war dies in der Gruppe „Vector mit Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche mit feinem Pulver“. Diese offensichtlichen Artefakte konnten nicht ohne weiteres durch längeres Abspülen mit NaCl-Lösung entfernt werden.

In früheren Untersuchungen zum Vectorverfahren ist nicht beschrieben, was mit diesen Partikeln passiert und welchen Einfluss diese Partikel auf die umliegenden Gewebe haben (56,63,64).

Die Oberflächenrauigkeit nach Einsatz des Vector-Verfahrens mit anschließendem Abspülvorgang ist am ehesten mit der des Salzkristall-Pulverstrahlverfahrens vergleichbar. Rauigkeiten nach Dekontamination mit rotierenden Instrumenten liegen deutlich darüber.

Bei Versuchsreihen, bei denen die Arbeitsspitze des Vector-Handstücks die Oberfläche nicht berührt (mit Abstand), hatte das Material der Applikationsspitze (Kunststoff oder Metall) keinerlei Einfluss auf die Rauigkeit.

Da die Applikationsspitze ohne Kontakt zur Oberfläche schwingt, wirkt kein unterschiedlicher Druck (durch unterschiedlich harte Materialien) auf die Partikel der Vectorlösung ein. Es können auch keine Vertiefungen, z.B. in Form von Kratzern, auf der Oberfläche entstehen.

Die größte Rauigkeit ergab die Anwendung der Kunststoffspitze ohne Abstand zur Oberfläche und feiner Spüllösung ($R_a=0,51\mu\text{m}$), jedoch bei sehr breit gestreuten Messwerten. Ein Typ I Fehler (also rein zufällige statistische Signifikanz durch hohe Anzahl von Vergleichsgruppen; Zufallstreffer) in der Darstellung der in Abbildung 26 zugrunde liegenden Kalkulation kann trotz Tukey-Kramer HSD Testverfahren nicht gänzlich ausgeschlossen werden und ist möglicherweise für den klinisch nicht plausibel erscheinenden, stark aufrauenden Effekt der weicheren Kunststoffspitze mit dem feineren Pulver verantwortlich. Größere Vector-Partikel scheinen schlechter an der Titanoberfläche zu haften, haben dafür aber (wenn sie haften bleiben) eine größere Abweichung der Rauigkeit (in Form von Ausreißern) zur Folge. Viele kleine Inseln der feinen Vectorpartikel haben eher einen Einfluss auf den Mittelwert und erhöhen diesen. Statistisch gerechnet ist zwar ein signifikanter Unterschied zu sehen, der aber unter praktischen Gesichtspunkten zu vernachlässigen ist, da sich die Rauigkeiten klinisch betrachtet sehr ähneln.

Es fiel auf, dass das Vector-Gerät in der vom Hersteller empfohlenen Arbeitsweise, das heißt mit Abstand der Arbeitsspitze zur Titanoberfläche - unabhängig vom Vorhandensein und der Beschaffenheit einer Spüllösung - ,kaum einen Effekt auf die Titanoberfläche zu haben scheint. Ohne Abstand (also in Kontakt zur Oberfläche)

und ohne Spüllösung fanden sich ebenfalls, abgesehen von Kratzspuren durch die Metallspitze, kaum Effekte. Erst die Kombination einer unter Kontakt geführten Kunststoffspitze mit verschiedenen Spüllösungen zeigt einen leichten Effekt, der als Aufrauung der Titanoberfläche interpretiert werden kann. Im Gegensatz hierzu zeigt die Metallspitze jedoch selbst in direktem Kontakt zur bearbeiteten Oberfläche kaum einen flächig aufrauenden Effekt, produzierte aber deutlich sichtbare Kratzspuren an der Oberfläche. Abseits dieser Rillen waren solche Oberflächen nur geringfügig rauer als bei Anwendung der Kunststoffspitze ohne Flüssigkeit. Daraus folgt, dass das Ziel einer Aufrauung beziehungsweise Abtragung von Teilen der Titanoberfläche mit dem Vector nur bei direktem Kontakt der Arbeitsspitze zur Oberfläche bei gleichzeitigem Einsatz einer abrasiven Spüllösung möglich scheint.

Diese Beobachtungen decken sich mit den Erkenntnissen beim Einsatz des Vector auf der Zahnoberfläche. In Studien an extrahierten Zähnen zeigte sich ebenfalls ein sehr geringer Substanzabtrag, trotz - im Vergleich zu Titan - geringerer Oberflächenhärte (56,64). Rasterelektronische Untersuchungen deuten auf eine fast unveränderte Mikrostruktur der Zahnoberfläche hin (56). Ob es, unabhängig von einer Oberflächenaufrauung, einen reinigenden Effekt gibt, kann an dieser Stelle nicht beurteilt werden. Der vom Hersteller propagierte Effekt der Oberflächenbearbeitung auf Distanz scheint nicht zu existieren. Um dies genauer zu untersuchen, sind weitere Studien notwendig.

Der Einfluss von auf der Oberfläche zurückgelassenen Kratzern nach der Oberflächenbearbeitung mit Vector auf die Gesamtrauigkeit kann nicht dargestellt werden, da die Software des Perthometer-Messgeräts keine Ausgrenzung von abgetasteten Bereichen (im Sinne von Ausschnitten) ermöglicht. Die mikroskopischen Bilder lassen Kratzer vor allem bei der Bearbeitung mit der Vector-Metallspitze erkennen, erlauben aber wiederum keine Rückschlüsse auf die Oberflächenrauigkeit.

4.3.2.2 Ultraschallaktivierte Partikel (Vector[®]) in Kombination mit Al₂O₃-Sandstrahlverfahren (10 Sekunden CoJet[®])

Die Kombination von ultraschallaktivierten Partikeln (Vector[®]) mit dem Al₂O₃-Sandstrahlverfahren (CoJet[®]) zeigte, dass eine vorangegangene Bearbeitung mit Vector das Endergebnis nicht wirklich beeinflusst. Das CoJet[®]-Strahlverfahren in Kombination mit Vector erhöht - im Vergleich zur Bearbeitung mit dem Vector allein -

die mittlere Rauigkeit etwas, egalisiert aber die Unterschiede zwischen den einzelnen Parametern der Vectorbearbeitung. Vorhandene Krater werden nicht weiter vertieft. Dies betrifft sowohl die angewandte Spitzenart (Kunststoff oder Metall) als auch die Spüllösung und ob Abstand oder Kontakt zur Oberfläche gehalten wurde. Obwohl die kürzeste der beim Cojet-Verfahren untersuchten Applikationszeiten von 10 Sekunden gewählt war, damit der Substanzabtrag durch das Strahlen möglichst gering gehalten wurde. Wird also im Anschluß an die Vector-Behandlung noch mit Al₂O₃-Sand (CoJet®) nachgearbeitet, wird der Effekt des Vector in allen erdenklichen Spitzen-/ Spüllösungs-Kombinationen vollständig nivelliert, so dass in einem solchen Fall auf die Vectorbehandlung zumindest in für das Pulverstrahlverfahren gut zugänglichen Arealen verzichtet werden kann.

4.4 Kritische Bewertung der Durchführung des Projekts in der geplanten Art und Weise

Die Qualität der Messergebnisse ist maßgeblich davon abhängig, wie exakt die Oberflächenbearbeitung und darauf folgende Messungen durchgeführt wurden. Trotz sorgfältiger Vorgehensweise lassen sich Mess- und Übertragungsfehler nicht grundsätzlich ausschließen. Ihr Ausmaß wurde jedoch durch fortwährende Plausibilitätskontrollen während der Erhebung der Messwerte und der Auswertung der Ergebnisse minimiert, da bei Verdacht auf Fehler die Versuchsparameter überprüft wurden. Im Einzelfall wurde der Versuch beziehungsweise die Messung wiederholt.

Im weiteren soll auf verschiedene Probleme im Versuchsablauf und deren Lösungen eingegangen werden.

4.4.1 Oberflächengüte der Titanprobekörper

In einigen Vorversuchen wurden Titanprobekörper manuell wie eine zahntechnische Arbeit, das heißt freihändig mit Zahntechnikerhandstück, aber unter Zusatz externer Wasserkühlung, hochglanzpoliert. Dies ergab jedoch je nach Polierintensität unterschiedliche Qualitäten der Oberfläche und zum Teil konnten trotz Wasserkühlung Artefakte durch die Schleiftemperaturen entstehen. Eine Körnung von 1200 ergab in der beschriebenen stationären Versuchsanordnung zwar matte, aber dafür gleichmäßige, eindeutig reproduzierbare Oberflächen, vergleichbar in

etwa mit den „machined surfaces“ der Brånemark-Implantate (17,24,101). Diese Oberflächenrauigkeit ist etwas glatter als die in der aktuellen Fachliteratur beschriebenen Empfehlungen der Oberflächenrauigkeit des zu osseointegrierenden Anteils von Implantaten (4), wenngleich der Trend heutzutage, wie eingangs beschrieben, zu noch stärkerer Oberflächenrauigkeit geht (5,126). Diese glatte Referenzoberfläche wurde gewählt, da in der Studie der Bearbeitungseffekt verschiedener Methoden mit teilweise feinsten Partikeln bewertet wurde und Interpretationsfehler durch einen zu großen Einfluss einer raueren Titanoberfläche vor Bearbeitung vermieden werden sollten. Weiterhin ist es bei der klinischen Anwendung der beschriebenen Verfahren nicht möglich, die hochglanzpolierten, supraossären Anteile des Implantats von der Oberflächenbearbeitung auszuschliessen. Somit ist auch der Effekt auf hochglanzpolierte Implantatareale in der Auswahl der Referenzoberfläche berücksichtigt. Trotz aller Sorgfalt war, wie in den auflichtmikroskopischen Bildern ersichtlich, mit den in dieser Studie eingesetzten Verfahren keine absolut einheitliche Oberflächenrauigkeit zu erreichen, die Varianz der Oberflächenrauigkeit entspricht aber der klinischen Realität.

4.4.2 Einbettung der Probekörper

Die Proben wurden für die oberflächliche Abtastung ursprünglich mittels Aufpressen auf Knet-Silikon befestigt. Bei den Vorversuchen zeigte sich jedoch, dass hierbei der Probekörper die Tendenz hat, leicht zu kippen, und dann die eigentlich plane Prüfkörperoberfläche im Extremfall sphärisch erscheint.

Daraufhin wurden verschiedene visköse zahnärztliche Abformsilikone zur Befestigung der Proben ausprobiert. Für das angewandte Perthometer-System waren Silikone jedoch ungeeignet, da sie beim Abtasten der Oberfläche in Schwingung geraten und sich dadurch andere Messwerte als bei der festen Einbettung in Kunststoff ergeben.

Bei der Probeneinbettung in die letztlich favorisierte Kunststoffhalterung wurde eine Presspassung angestrebt, da anderenfalls der Prüfkörper während der Messung verrutschen kann. Die Presspassung geht durch häufiges Entfernen und Austauschen der Probekörper verloren und dadurch kann es zu Messfehlern kommen. Diese Messfehler sind nur schwer zu erkennen. Daher wurde für jeweils 10

Proben eine eigene Kunststoffhalterung hergestellt, und danach die Presspassung präventiv für jedes Plättchen erneuert.

Über den präzisen Einbettvorgang der Titanplättchen in die Kunststoffhalterung des Profilometers konnte in Bezug auf die Position des Probekörpers und die Presspassung eine höchst mögliche Genauigkeit erreicht werden. Die Lage des Probekörpers sollte exakt „im Wasser“, also möglichst horizontal sein. Hierdurch entspricht die optische Darstellung der Messergebnisse in der dreidimensionalen Ansicht mehr der Realität, als wenn die Oberfläche schräg abgetastet wird (Abbildung 60 und Abbildung 61, Seite 65). Auf die Messergebnisse selbst hat die Position des Probekörpers keinen Einfluss, da die Perthometersoftware diesen Lagerungsfehler selbständig ausgleicht.

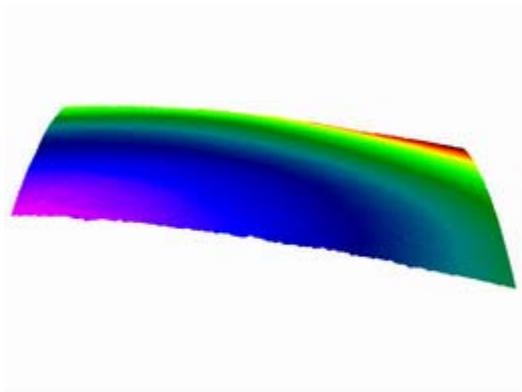


Abbildung 60: Probekörper liegt gekippt

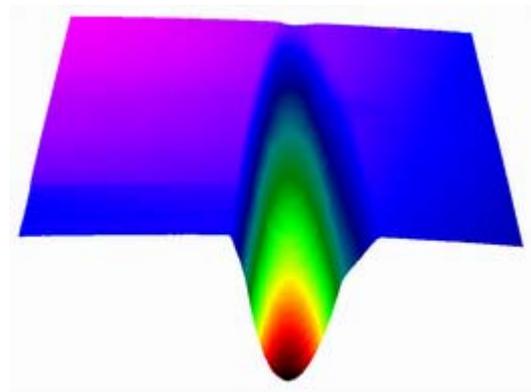


Abbildung 61: Probekörper liegt gerade

4.4.3 Mechanische Bearbeitung der Probekörper

Die gleichmäßige Probenbearbeitung für die durchgeführten Experimente gestaltete sich schwieriger als erwartet. In Vorversuchen wurde zunächst die gesamte Oberfläche der Titanprobekörper über definierte Zeiträume behandelt. Bei der Auswertung der Messergebnisse stellte sich jedoch heraus, dass durch dieses Vorgehen diese doch sehr großen Areale (1cm^2) ungleichmäßig intensiv bearbeitet wurden. Es konnten daher nur ungenaue Angaben zum eigentlichen Effekt in Abhängigkeit von der Einwirkdauer gegeben werden, und es entstanden große Messwert-Streuungen zwischen den einzelnen Proben, insbesondere zwischen mehreren Untersuchern.

Daher wurden bei den eigentlichen Versuchen keine Bewegungen mit den einzelnen Instrumenten durchgeführt und nur einzelne „Streifen“ bearbeitet, wie in Punkt 2.2.3.1 beschrieben. Dieses Vorgehen ermöglichte Bewertungen der Messergebnisse in Abhängigkeit der Bearbeitungsdauer, und das Erarbeiten vergleichbarer Oberflächen ließ sich vereinheitlichen.

Die Einwirkintensitäten von Pulverstrahl-Verfahren variieren durch unterschiedliche Strahlformen - zum Beispiel durch die Auslassgröße der Düsenöffnung und den Winkel zum Probekörper - deutlich. Die Düsen des in dieser Untersuchung eingesetzten Pulverstrahlhandstücks (Prophyflex 2[®] [KaVo] und CoJet[®] verstopfen in Kombination mit dem Pulverstrahlgerät [Hager und Werken]) leicht. Durch verschiedene Handhabungswinkel des Handstücks treffen unterschiedliche Mengen Strahlgut mit unterschiedlicher Streuung auf die Prüfkörperoberfläche. Dies könnte zu den statistisch signifikant abweichenden Ergebnissen zwischen den zwei Untersuchern geführt haben.

Beim Abstrahlen der Titanoberfläche mit einem Salzkristallpulver fielen im Auflichtmikroskop deutliche Erhöhungen auf (Abbildung 62, Seite 66).

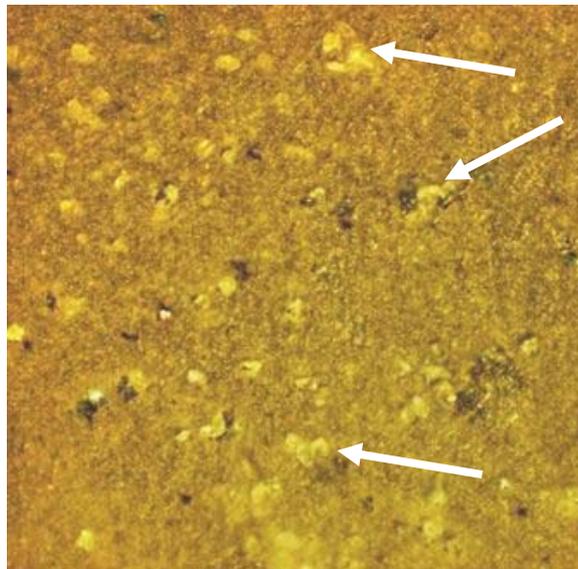


Abbildung 62: Auflichtmikroskopisches Bild der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit Pulverstrahl (Salzkristall). Deutlich sichtbare Restpartikel (siehe Pfeile).

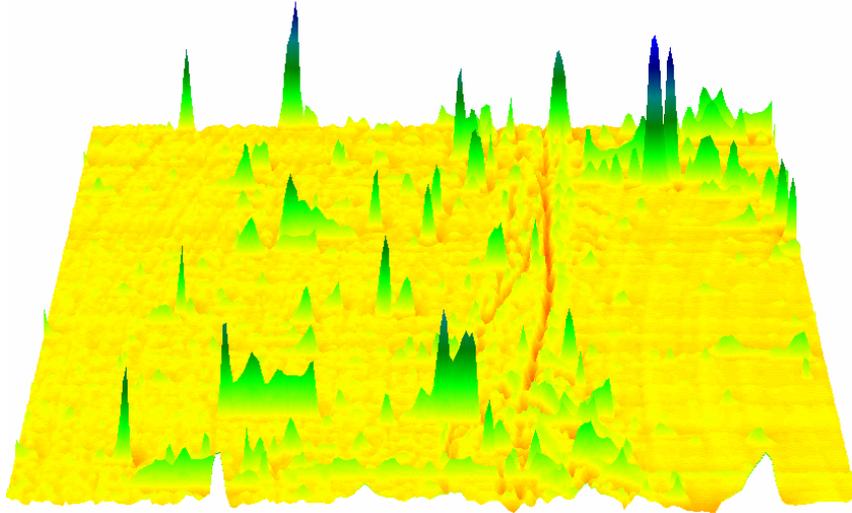


Abbildung 63: Graphisch errechnete und überhöhte Darstellung der Oberflächenabtastung (Perthometer) einer Titanoberfläche nach Bearbeitung mit Pulverstrahl (Salzkristall).

Diese erschienen auch als deutliche Ausreißer in der Auswertung der Oberflächenabtastung (Abbildung 63, Seite 67). Nach visueller Evaluation handelte es sich hierbei aller Voraussicht nach um Rückstände des Salzkristallpulvers auf der Oberfläche. Die Salzkristalle konnten durch 0,9% NaCl-Spüllösung sofort nach dem Abstrahlen fast vollständig entfernt werden. Angetrocknet war dies allein durch Spülmaßnahmen nicht mehr möglich.

Auch die Anwendung des ultraschallaktivierten Partikelverfahrens (Vector) hinterließ auf den meisten Proben Partikel auf der Oberfläche.

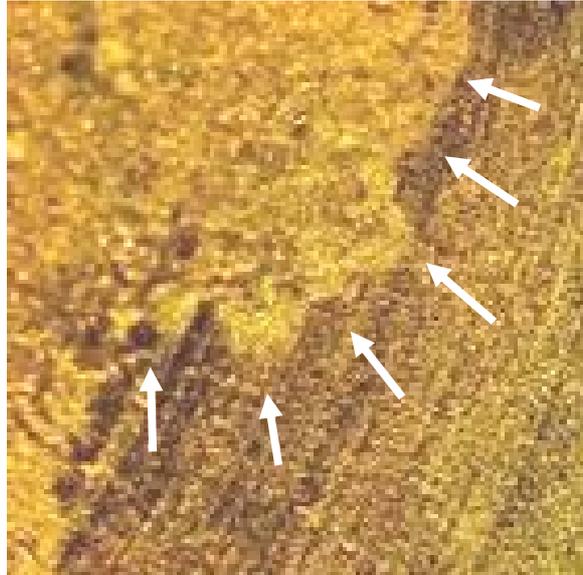


Abbildung 64: Auflichtmikroskopisches Bild der Titanoberfläche nach Bearbeitung mit Vector (Kunststoffspitze ohne Abstand, Pulver fein). Großflächige „Insel“, vermutlich von Restpartikeln des Vector-Systems

Die Partikel des Vector konnten durch Spülen mit einer Flüssigkeit (0,9% NaCl-Lösung) in unmittelbarem Anschluss an die eigentliche Bearbeitung nicht vollständig entfernt werden. Waren die Partikel bereits angetrocknet, so konnten diese allein durch Spülmaßnahmen überhaupt nicht entfernt werden. In früheren Untersuchungen zum Vectorverfahren ist nicht beschrieben, was mit diesen auf der Oberfläche verbleibenden Partikeln passiert und welchen Einfluss diese Partikel auf die umliegenden Gewebe haben (56,63,118). Theoretisch sind diese nach einem Monat über den zellulären Turnover wieder aus der periimplantären Tasche ausgeschieden. Vermutlich wird man aber auch Partikel in den regionären Lymphknoten antreffen.

Für den Vergleich der Oberflächenrauigkeit nach Vector-Bearbeitung mit den anderen Verfahren wurden deshalb nur Hauptmessreihen mit abgespülten Proben analysiert.

4.4.4 Funktionstüchtigkeit des Abtastgeräts (Perthometer)

Mechanische Defekte des profilometrischen Abtastgeräts sind nicht direkt nach einer Messung erkennbar. Schon bei geringen „Verkantungen“ des Tastarmes können die Ergebnisse zwar „plausibel“ erscheinen, geben aber nicht die wirklichen Werte wieder. Diese Messfehler traten vor allem bei Messungen der Vector-Proben auf. Bei den in Abbildung 64 auf Seite 69 beschriebenen, großflächigen Inseln von Vector-

Partikeln konnte nämlich die Abtastnadel des Perthometer hängen bleiben und entweder mehr oder weniger irreführende Messergebnisse produzieren oder den gesamten Messvorgang automatisch durch das System abbrechen lassen.

Aufgrund eines mechanischen Defekts an der Abtastnadel selbst und später am Tastarm musste die erste Messreihe komplett wiederholt werden, da eine Vorauswertung der Messwerte ergab, dass - im Vergleich zu den Messwerten aus den Vorversuchen - zu große Messwerte erfaßt wurden. Das Perthometer-System wurde durch einen Techniker der Herstellerfirma repariert, ein neues Tastsystem eingebaut und das Gerät recalibriert. Die Messungen wurden wiederholt und entsprachen qualitativ denen der Vorversuche und den darauf folgenden beiden Messreihen.

Nicht immer ohne weiteres erkennbar waren Messfehler durch Bewegungen des Perthometer-Geräts. Dies konnte leicht durch Erschütterungen am Tisch, auf dem das Perthometer stand, oder bei Benutzung anderer auf dem Tisch befindlicher Geräte erfolgen. Daher wurde bei den Messungen explizit darauf geachtet, dass keine Person den Tisch berührte oder andere Versuche parallel liefen.

4.4.5 Abtastverfahren mittels Perthometer

Das abzutastende Areal auf dem Titanplättchen ließ sich beim Perthometer-System technisch bedingt nicht ausschließlich auf die instrumentierten Bereiche begrenzen. So wurden auch unbearbeitete Randbereiche mit abgetastet und verrechnet. Allerdings wurde darauf geachtet, dass innerhalb des vermessenen Gebietes möglichst wenige Areale uninstrumentiert blieben, die den Mittelwert verfälschen würden. Die Beeinflussung des statistischen Mittelwerts aufgrund dieses „Messfehlers“ ist bei allen untersuchten Proben gleich, da der untersuchte Ausschnitt immer die gleichen Abmessungen hatte und die Fläche darin größtenteils bearbeitet worden war.

Der Einfluss von sehr tiefen Furchen, zum Beispiel durch die invasive Bearbeitung mittels rotierendem Diamantschleifkörper, wurde durch die Perthometermesssoftware aus den Werten der tatsächlichen Rauigkeit

herausgerechnet. Die erhaltenen Werte zeigen daher die effektive Oberflächenrauigkeit wie man sie auf einer planen Oberfläche antreffen würde.

4.5 Ziel der Studie

Zu Beginn der Untersuchung wurden als Ziel der Studie eine Haupt- und eine Nebenfrage gestellt.

Hauptfrage:

Welche über den Rauigkeitsparameter R_a messbaren, quantitativen Unterschiede bestehen zwischen Titanoberflächen nach Instrumentierung mit ultraschallaktivierten Partikel- oder Pulverstrahlverfahren im Vergleich zu rotierenden Instrumenten?

Mit den Ergebnissen aus 3.1 bis 3.3 konnte die Hauptfrage beantwortet werden. Die Anwendung von rotierenden Instrumenten ergibt im Vergleich zu ultraschallaktivierten Partikel- oder Pulverstrahlverfahren eine deutlich rauere Oberfläche. Die Messwerte der mittleren Rauhtiefe R_a unterliegen bei allen Verfahren in etwa derselben Streubreite.

Nebenfrage:

Welche der untersuchten Methoden zur mechanischen Reinigung von Titanoberflächen produziert eine Oberflächenmorphologie, die der in der Literatur für die Therapie der Periimplantitis beziehungsweise der Osseointegration empfohlenen am ehesten entspricht?

Die Nebenfrage ist nicht eindeutig zu beantworten, da in der Literatur keine eindeutigen Richtlinien zu finden sind, welche Oberflächenmorphologie für die Osseointegration optimal ist. Es ergeben sich aus dieser Studie jedoch Hinweise auf zu favorisierende Verfahren:

Um eine hohe Oberflächenrauigkeit zu erhalten und wird zudem ein Materialabtrag erwünscht, empfiehlt es sich, die zugänglichen Stellen mit einem roten Diamant zu instrumentieren. Zusätzlich sollte an den mit rotierenden Instrumenten unzugänglichen Stellen, mit ultraschallaktivierten Partikeln oder mit dem Al_2O_3 -Sandstrahlen nachgearbeitet werden. Alternativ zur rotierenden Bearbeitung könnte man mit mittlerer Körnung sandstrahlen. Hierbei muß jedoch das Risiko eines

Emphysems und die Kontaminierung des gesamten Gebietes mit Strahl-, und Abriebpartikeln und verschleppten Keimen berücksichtigt werden. Beim Vector[®]-Verfahren scheint es diese Nachteile jedoch nicht zu geben.

4.6 Empfehlungen für weiterführende Studien und weitergehende Fragestellungen

Aus den kritischen Betrachtungen der Durchführung der Studie beziehungsweise des Versuchsaufbaus/ –ablaufs ergeben sich einzelne Empfehlungen für Studien zu weitergehenden Fragestellungen:

Die Messungen von abgerundeten Oberflächen bzw. Probekörpern mit unterschiedlichen Oberflächen direkt nebeneinander sollte durch ein noninvasives, optisches und zugleich schnelleres Verfahren mittels 3D-Profilometrie erfolgen. Hierbei könnten dann auch weitere dreidimensionale Oberflächenparameter wie S_a , S_q , S_{cx} , S_{tr} , $S_{\Delta q}$ und S_{dr} einbezogen werden, die die Oberflächen zusätzlich charakterisieren (136). Die neuere Literatur zeigt eine deutliche Tendenz zur optischen 3D-Profilometrie, und somit könnten die erhaltenen Messwerte mit denen neuerer Studien verglichen werden, wobei beim Vergleich auf die exakt gleiche Messanordnung und Auswertungsmethode geachtet werden muss (67,136). Zudem existiert noch keine einheitliche Norm für die topographische 3D-Analyse. Bei dem gewählten Untersuchungsverfahren zur Oberflächenabtastung sollte ein Verfahren angewendet werden, welches Ausschnitte der Gesamtoberfläche auswerten kann.

Bei Verwendung des Perthometers sollte darauf geachtet werden, dass keine Person den Versuchstisch berührt oder andere Versuche auf demselben Tisch ablaufen. Weiterhin sollte die Probeneinbettung in einer individuellen Kunststoffhalterung mit Presspassung erfolgen. Die Presspassung geht durch häufiges Entfernen und Austauschen der Probekörper verloren und sollte vor dem Abtasten überprüft oder präventiv ständig erneuert werden.

Die Lage des Probekörpers in der Halterung sollte exakt „im Wasser“, also möglichst horizontal sein.

Die Abtastung mittels Tastnadel sollte in Längsrichtung gewählt werden, um möglichst nur bearbeitete Areale zu erfassen. Hierbei empfiehlt sich eine Messung von mindestens 25 Linien (136).

Die Form und die Maße der untersuchten Titanplättchen sollten so gewählt werden, dass die Probekörper in später durchzuführenden, biologischen Versuchsreihen weiter verwendet werden können.

Die in dieser Studie durchgeführten Versuche haben zu interessanten Erkenntnissen und neuen Theorien geführt, die in weiteren Studien untersucht werden sollten.

Alle Versuche dieser Studie wurden an planen Titanprobekörpern durchgeführt. In weiteren Versuchen an gekrümmten Titanoberflächen und Oberflächen mit Schraubenwindungen sollten die Ergebnisse dieser Studie in vitro und in vivo validiert werden, da die Bearbeitung sphärischer (= zylindrischer) Körper andere Ergebnisse zeigen könnte. Hierbei sollte auch die Schwierigkeit der Bearbeitung von Oberflächen ohne direkten Kontakt der jeweiligen Arbeitsspitze, wie zum Beispiel „hinter“ dem Implantat oder unterhalb der Schraubenwindung, näher untersucht werden.

Der Effekt der beschriebenen Verfahren auf Titanoberflächen mit verschiedenen Oberflächenrauigkeiten sollte näher untersucht werden. Hierfür bieten sich Oberflächenrauigkeiten jeweils mit R_a von $0,2\mu\text{m}$, $0,5\mu\text{m}$, $1\mu\text{m}$, $2\mu\text{m}$ und $3\mu\text{m}$ an, um aktuelle Oberflächenrauigkeiten des zu osseointegrierenden Anteils von dentalen Implantaten zu simulieren. Alternativ könnten auch „echte“ Implantatoberflächen bearbeitet und untersucht werden.

Aber auch eine hochglanzpolierte Oberfläche mit $R_a < 0,1\mu\text{m}$ erscheint interessant, da bei der Therapie der Periimplantitis mittels der in dieser Studie untersuchten Verfahren der zu osseointegrierende Anteil des Implantats nicht exakt vom restlichen koronalen Implantatteil getrennt werden kann.

Die Resultate dieser Studie lassen eine Kombination von rotierenden Verfahren (Diamantschleifkörper) und CoJet in einer weiteren Versuchsreihe interessant erscheinen.

Bei den Pulverstrahlverfahren haben verschiedene Faktoren erheblichen Einfluss auf die resultierende Oberflächenrauigkeit, wie zum Beispiel Partikelgröße, Druck und Abstand der Arbeitsspitze zur Oberfläche (126). Diese Faktoren sollten Berücksichtigung im Studienaufbau finden.

Für den Verlauf der Periimplantitis ist neben der Oberflächenrauigkeit wichtig, wie gut die Oberfläche dekontaminiert wurde und wie groß die anschließende Affinität von Osteozyten und Bakterien ist (53,79,83,84,87,88,91,100,102,119). Die Oberflächenrauigkeit einer Implantatoberfläche allein lässt keine absolute Aussage treffen, ob diese Oberfläche die Osseointegration tatsächlich fördert (136). Weitere Oberflächenparameter wie zum Beispiel das Oberflächenverhalten gegenüber Flüssigkeiten („Wettability“), die freie Oberflächenenergie, Grad der Rauigkeitsorganisation, Topographie, chemische Zusammensetzung und andere könnten Einfluss auf die Anlagerung von Osteoblasten bei gleichem R_a -Wert haben (7,17,110,111,117). Daher sollten weitere physikalisch-chemische Oberflächenparameter untersucht werden.

Hier ließe sich der Versuchsaufbau auch zellbiologisch und mikrobiologisch invitro und invivo ausbauen, um weiter zu untersuchen, welche der in der vorliegenden Studie erzeugten Oberflächenmorphologien sich unter biologischen Gesichtspunkten am ehesten für die postoperative Regeneration nach Periimplantitistherapie eignet (144).

Da sich die Vector- und die CoJet-Partikel von der Implantatoberfläche allgemein schwer beziehungsweise überhaupt nicht wegspülen lassen, ist theoretisch/ potenziell ein biologischer Effekt der aufgetragenen Partikel möglich (8,83,104). Ob die Vector- beziehungsweise die CoJet-Partikel organisch resorbiert oder über den zellulären turnover ausgeschieden werden, kann einen Einfluss auf den Langzeiteffekt der Therapie haben.

Aktuell werden im Bereich der Parodontologie die positiven Effekte der subgingivalen Reinigung mittels dem „ClinPro-Pulver“ (3M-ESPE, Seefeld, Deutschland) für das Pulverstrahlgerät diskutiert.

Der vom Hersteller des Vector-Systems propagierte Effekt der Oberflächenbearbeitung auf Distanz konnte mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden In-Vitro-Untersuchung war es, verschiedene Methoden der mechanischen Dekontamination von Titanoberflächen im Rahmen einer chirurgischen Periimplantitis-Behandlung quantitativ miteinander zu vergleichen. Es wurde untersucht, welche der angewandten konventionellen und experimentellen Methoden die in der Literatur für eine Osseointegration geforderte optimale subgingivale Oberflächenmorphologie (Rauigkeit) hinterlassen. Eine Überprüfung der intra- und interindividuellen Reliabilität der Bearbeitungsmethoden und Messvorschriften zeigte, dass die Methoden teilweise untersuchersensitiv zu sein scheinen. Hinsichtlich des Materialabtrags (sofern erwünscht) und der Oberflächenrauigkeit empfiehlt es sich, die zugänglichen Stellen mit einem roten Diamant zu instrumentieren und dort, wo man mit rotierenden Instrumenten keinen Zugang findet, mit ultraschallaktivierten Partikeln (Vector mit Stahlspitze und grober Spüllösung) oder – noch effektiver – mit dem Al₂O₃-Sandstrahlen nachzuarbeiten. Alternativ zum Diamanten könnte man auch gleich mit mittlerer Körnung sandstrahlen, wobei das Risiko eines Emphysems und die Kontaminierung des gesamten Wundgebietes mit Strahlpartikeln, Abriebpartikeln und verschleppten Keimen berücksichtigt werden muss. Diese Nachteile könnten mit dem Vector[®] allerdings entfallen. Es muss bei der Bewertung der Rauigkeitsparameter zwischen sub- und supragingivaler Implantatoberfläche unterschieden werden. Bei der subgingivalen Implantatoberfläche ist die Schaffung einer mäßig rauen, osteophilen Implantatoberfläche und entsprechend eine Bindegewebs- oder Knochenapposition wünschenswert. Bei der supragingivalen Implantatoberfläche hingegen muss die Anlagerung von Plaque oder Zahnstein und somit die Rekolonisation von parodontopathogenen Keimen vermieden werden. Hier sind raue Strukturen eher unerwünscht und die untersuchten Verfahren, mit Ausnahme des Salzkristalls beziehungsweise Vector[®] in bestimmten Arbeitsspitzen-Spüllösungs-Kombinationen, nicht zu empfehlen. Klinische Schlussfolgerungen können mit den vorliegenden Daten derzeit nicht gezogen werden.

6 Anhang

6.1 Zusammenfassung der wissenschaftlichen Arbeiten zur Morphologie von Implantatoberflächen und zu Methoden der mechanischen Reinigung von Implantatoberflächen

Tabelle 4: Literaturübersicht

Thema der Untersuchung	Autor	Datum	Empfehlung
Morphologie von Implantatoberflächen	Albrektsson et al	2004	Zweiteilige Studie: Teil 1 ist in-vitro-Untersuchung, Teil 2 fasst klinische Erkenntnisse zusammen. Mittlere Rauigkeiten bei Implantatoberflächen bevorzugt.
	Cooper et al	2000	Eine größere Implantatoberfläche ist hinsichtlich des biomechanischen Verbundes von Vorteil.
	Sykaras et al	2000	Titanoberflächen mit mittleren Rauigkeiten werden als Material für Implantate empfohlen
	Wennerberg, Albrektsson et al	1996	Neue Implantate, die mit 25µm großen Al ₂ O ₃ -Partikeln gestrahlt wurden, osseointegrieren besser als solche, die mit 250µm großen Al ₂ O ₃ -Partikeln gestrahlt wurden. Schlussfolgerung ist, dass mittelraue Oberflächen für die Osseointegration von Implantaten von Vorteil sind.
Methoden der mechanischen Reinigung von Implantatoberflächen (supragingival)	Matarasso et al	1996	Zur supragingivalen Reinigung von Implantatoberflächen werden Gummipolierer, Bürstchen, Teflonkürette, Kunststoffkürette, Kunststoffscaler, und abrasive Gummikelche empfohlen.
	Meschenmoser et al	1996	Zur supragingivalen Reinigung von Implantaten eignen sich Titan-Küretten oder Pulverstrahlverfahren.
	Mengel et al	1998	Es werden zur supragingivalen Reinigung Gummipolierer, Kunststoffkürette und Pulverstrahlverfahren empfohlen.
	Quiryren et al	2002	Plaque lagert sich bei Rauigkeiten von R _a >0,3µm vermehrt an. Bei zugänglichen (exponierten) Implantatoberflächen sollte eine maximale Rauigkeit von R _a =0,2µm geschaffen werden.
Methoden der mechanischen Reinigung von Implantatoberflächen (subgingival)	Augthun et al	1998	Diamanten, Ultraschallscaler und Metallküretten beschädigen Implantatoberflächen. Die dabei anfallenden Material-Späne sind schwer kontrollierbar.
	Dennison et al	1994	Das Sandstrahlverfahren eignet sich für die Reinigung von subgingival gelegenen Implantatoberflächen.

	Behneke und Behneke et al	2004	Es werden zur supragingivalen Reinigung Diamanten und nachfolgend Gummipolierer empfohlen.
Methoden der mechanischen Reinigung von Implantatoberflächen (subgingival - Vector)	Karring et al	2005	Das Vector-System reduziert das „Bleeding on probing“, aber das Ergebnis unterscheidet sich statistisch nicht signifikant von der Bearbeitung mit Kunststoffküretten.
	Schwarz et al	2003	Die mit dem Vector-System behandelten Proben hatten im Vergleich zur Laserbehandlung eine schlechtere Affinität von Osteoblasten zur Folge. Das Vector-System eignet sich bei Anwendung der Kunststoffspitze nicht für die Reinigung von subgingivalen Implantatoberflächen.

6.2 Literaturverzeichnis

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10: 387-416, 1981.
2. Albrektsson T. Osseointegration: Historical background and current concepts. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Copenhagen: Munksgaard, p. 852-861, 1997.
3. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Friberg N, Glantz PO, Kjellman O. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 59: 287-96, 1988.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 17: 536-43, 2004.
5. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont* 17: 544-64, 2004.
6. Altman DG. Appendix: Confidence Intervalls. In: Richardson P, Regan-Jones H, eds. *Evidence-based Medicine*. Edinburgh: Churchill Livingstone, p. 227-234, 1998.
7. Anselme K, Bigerelle M, Noel B, Dufresne E, Judas D, Iost A, Hardouin P. Qualitative and quantitative study of human osteoblast adhesion on materials with various surface roughnesses. *J Biomed Mater Res* 49: 155-66, 2000.
8. Augthun M, Tinschert J., Huber A. In Vitro Studies on the Effect of Cleaning Methods on Different Implant Surfaces. *J Periodontol* 69: 857-64, 1998.

9. Baron M, Haas R, Dortbudak O, Watzek G. Experimentally induced peri-implantitis: a review of different treatment methods described in the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 533-44, 2000.
10. Becker W., Becker B., Newman M. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 31-8, 1990.
11. Behneke A, Behneke N. Komplikationen in der Belastungsphase und ihre Therapiemöglichkeiten. In: Koeck B, Wagner W, eds. *Implantologie*. München, Jena: Urban und Fischer, p. 351, 2004.
12. Behneke A, Behneke N. Recall und Nachsorge. In: Koeck B, Wagner W, eds. *Implantologie*. München, Jena: Urban und Fischer, p. 315, 2004.
13. Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 207-13, 1994.
14. Berglundh T., Lindhe J., Marinello C, Ericsson I. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 3: 1-8, 1992.
15. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry. *J Oral Implantol* 8: 264-74, 1992.
16. Block C, Mayo J, Evans G. Effect of the Nn:YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated titanium dental implants: surface alteration and attempted sterilization. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 441-9, 1992.
17. Bowers K, Keller J, Randolph B, Wick D, Michaels C. Optimization of surface morphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 302-10, 1992.
18. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399-410, 1967.
19. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16:1-132: 1-132, 1977.
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. [Intraosseous implants]. *Odontostomatol Implantoprotesi* 24-5, 1980.
21. Braß M. USA Konsensus Konferenz zur Dentalen Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 5: 147-52, 1989.
22. Braun F., Krause G., Hahn M., Frentzen M. Subjektive Schmerzempfindungen bei der parodontalen Behandlung. *Quintessenz* 53: 749-54, 2002.

23. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 15-46, 1988.
24. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran D, Nolte L. Interface shear strength of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 611-9, 1998.
25. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 25: 889-902, 1991.
26. Buser D, Stich H, Krekeler G, Schroeder A. Fasenstrukturen der periimplantären Mukosa bei Titanimplantaten. Eine tierexperimentelle Studie am Beagle-Hund. *Z Zahnärztl Implantol* 5: 15-23, 1989.
27. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 25: 889-902, 1991.
28. Carlsson GE. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology* 21: 65-70, 2004.
29. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3: 21-4, 1988.
30. Cheroudi B, Gould T, Brunette D. A light and electron microscopic study of the cells attached to titanium-coated percutaneous implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 25: 386-405, 1991.
31. Cochran DL, Simpson J, Weber HP, Buser D. Attachment and growth of periodontal cells on smooth and rough titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 289-97, 1994.
32. Cooper LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent* 84: 522-34, 2000.
33. de Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 73: 1096-104, 1994.
34. Dennison D, Huerzeler M, Quinones C, Caffesse R. Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. *J Periodontol* 65: 942-8, 1994.
35. Deppe H. Diagnostik und Therapie periimplantärer Entzündungen. In: Horch HH, ed. *Chirurgie*. München: Urban und Fischer, p. 274, 2003.

36. Deppe H. Aktueller Stand des Lasereinsatzes in der Periimplantitistherapie. Zahnärztl Mitt 95: 62-6, 2005.
37. Deutsche Gesellschaft für Implantologie e.V. Für Ihr schönstes Lächeln: Zahnimplantate. Broschüre der DGI 2005.
38. Deutsche Gesellschaft für Zahn- MuK. Implantologie in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 120-2, 1998.
39. Deutsche Gesellschaft für Zahn- MuK. Vector. DGZMK, Deutsche Gesellschaft für Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde 2002.
40. Dietrich U, Wellmann O, Wagner W. Nachuntersuchungen von IMZ-Implantaten Typ I und Typ II. Z Zahnärztl Implantol 7: 221-4, 1991.
41. Dobson J, Wilson M. Sensitization of oral bacteria in biofilms to killing by light from a low power laser. Arch Oral Biol 37: 883-7, 1992.
42. Donath K. Pathogenesis of bony pocket formation around dental implants. Dent Assoc S Afr 47: 204-8, 1992.
43. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander SJ, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 12: 207-18, 2001.
44. Engel E, Weber H. Treatment of edentulous patients with temporomandibular disorders with implant-supported overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 10: 759-64, 1995.
45. Ericsson I., Berglundh T., Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. Clin Oral Implants Res 3: 99, 1992.
46. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci 1: 527-51, 1998.
47. Gammage D, Bowman A, Meffert RM. Clinical management of failing dental implants: Four case reports. J Oral Implantol 15: 124-31, 1989.
48. Gatewood R, Cobb C, Killoy W. Microbial colonization on natural tooth structure compared with smooth and plasma-sprayed dental implant surfaces. Clin Oral Implants Res 4: 53-64, 1993.
49. Gomez-Roman G, Axman-Krcmar D, d'Hoedt B, Schulte W. Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaus. stomatologie 92: 463-71, 1994.

50. Gomez-Roman G, Schröer A, Schäfer I, Möws K, Hilliges A. Die Vermessung periimplantärer Knochendefekte auf Röntgenaufnahmen mit Hilfe der digitalen Bildbearbeitung. *Z Zahnärztl Implantol* 15: 133-8, 1999.
51. Gomez-Roman G, Schulte W, Seiler M, Lutz U, Brehmer A, Axman-Krcmar D. Implantationen im zahnlosen Unterkiefer. Ergebnisse mit unterschiedlichen Implantatsystemen. *Z Zahnärztl Implantol* 14: 8-16, 1998.
52. Gotfredsen K, Nimb L, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Implants Res* 3: 77-84, 1992.
53. Gristina A.G. Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. *Science* 237: 1588-95, 1987.
54. Gross U, Müller-Mai C, Fritz T, Voigt C, Schmitz H. Implant surface roughness and mode of load transmission influence periimplant bone structure. In: Heimke G, Soltesz U, Lee A, eds. *Advances in Biomaterials*. Amsterdam: Elsevier, 1990.
55. Grunder U, Hürzeler MB, Schübach P, Strub JR. Treatment of ligature-induced peri-implantitis using guided tissue regeneration: A clinical and histological study in the beagle dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 282-93, 1993.
56. Hahn R. Die Vector-Methode. Klinische Anwendung und wissenschaftliche Grundlagen. Vector-Systembroschüre Dürr-Dental, Bietigheim-Bissingen: 1999.
57. Hansson H, Albrektsson T, Branemark PI. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* 50: 108-13, 1983.
58. Hämmerle H, Fourmoussis I, Winkler J, Weigel C, Brägger U, Lang NP. Successful bone fill in late peri-implant defects using guided tissue regeneration. A short communication. *J Periodontol* 66: 303-8, 1995.
59. Heners M, Walther W, Wörle M. Langzeiterfolge verschiedener Implantattypen - eine 15-Jahres Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 672-5, 1991.
60. Horodko M., Bürklin Th., Ratka-Krüger P., Raetzke P. Klinische Untersuchung zur Wirksamkeit eines neuen Ultraschallgerätes bei der nichtchirurgischen Parodontitistherapie. *Parodontologie* 13: 297-81, 2002.
61. Inoue T, Shimono M, Abiko Y, Kaku T. Dental Implant-Tissue Interface. *Bull of Kanagawa Dent Col* 22: 125-37, 1994.

62. Jagger RG, Shaikh S, Jagger DC. Clinical effectiveness of mandibular implant-retained overdentures. *Prim Dent Care* 8: 19-24, 2001.
63. Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B, Karring T. Treatment of peri-implantitis by the Vector system. *Clin Oral Implants Res* 16: 288-93, 2005.
64. Klinger G, Klinger M, Pertsch J, Güntsch A, Börner D. Parodontaltherapie mit Hilfe des Ultraschallgerätes Vector. *Quintessenz* 51: 813-20, 2000.
65. Kniha H, Gahlert M, Krekeler G. Dentale Implantate - Indikationen und Langzeitresultate. *Fortschr Med* 114: 99-103, 1996.
66. Kocher T., Langenbeck N., Rosin M., Bernhardt O. Methodology of three-dimensional determination of root surface roughness. *J Periodontal Res* 37: 125-31, 2002.
67. Kohles S, Clark M, Brown C, Kenealy J. Direct Assessment of Profilometric Roughness Variability from Typical Implant Surface Types. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 510-6, 2004.
68. Krekeler G. Periimplantäre Entzündungen. In: Koeck B, Wagner W, eds. *Implantologie*. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg, p. 291, 2005.
69. Lang NP, Mombelli A, Tonetti MS, Bragger U, Hammerle CH. Clinical trials on therapies for peri-implant infections. *Ann Periodontol* 2: 343-56, 1997.
70. Lang NP, Bragger U, Hämmerle H, Mombelli A. Treatment strategies with the ITI Bonelit Oral Implant System. Broschüre der Fa Straumann, Waldenburg 1994.
71. Lehmann B, Bragger U, Hämmerle H, Fourmasis I, Lang NP. Treatment of an implant early failure according to the principles of guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res* 3: 42-8, 1992.
72. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., p. 199-209, 1985.
73. Lindhe J., Berglundh T., Ericsson I., Liljenberg B, Marinello C. Experimental Breakdown of Periimplant and Periodontal Tissues. A Study in the Beagle Dog. *Clin Oral Implants Res* 3: 9-16, 1992.
74. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 7: 329-36, 1996.

75. London RM, Roberts FA, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 369-76, 2002.
76. Lozada J, James R, Boskovics M. Surgical repair of periimplant defects. *J Oral Implantol* 16: 42-5, 1990.
77. MacDonald W, Campbell P, Fisher J, Wennerberg A. Variation in surface texture measurements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 15: 262-9, 2004.
78. Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol* 5: 137-51, 2000.
79. Matarasso S., Quaremba G., Coraggio F., Vaia E., Cafiero C., Lang NP. 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, 1996.
80. Meffert RM. The role of antimicrobial agents in periodontal and implant therapy. *Pennsylvania dental journal* 57: 14-5, 1990.
81. Meffert RM. Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? *Crit Rev Oral Biol Med* 7: 278-91, 1996.
82. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res* 10: 238-44, 1999.
83. Mengel R., Buns CE., Mengel C., Flores-deJacoboy L. An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 91-6, 1998.
84. Meschenmoser A., d'Hoedt B, Elßner G., Korn D., Hämmerle H., Schulte W. Effects of Various Hygiene Procedures on the Surface Characteristics of Titanium Abutments. *J Periodontol* 67: 229-35, 1996.
85. Messier DY. Coroner's report: circumstances of a death related to implant surgery. *Int J Oral Implantol* 6: 50, 1989.
86. Mombelli A., Van Oosten M., Schurch E, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiology and Immunology* 2: 145-51, 1987.
87. Mombelli A. Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-implantitis. *Curr Opin Periodontol* 4:127-36.: 127-36, 1997.

88. Mombelli A, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clin Oral Implants Res* 3: 162-8, 1992.
89. Morra M, Cassinelli C, Bruzzone G, Carpi A, DiSanti G. Surface chemistry effects of topographic modification of titanium implant surfaces: 1. Surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 40-5, 2003.
90. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux J, Dourov N, Nammour S, vanReck J. XPS and SIM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium-implants. *Clin Oral Implants Res* 9: 185-94, 1998.
91. Muller E, Gonzalez YM, Andreana S. Treatment of peri-implantitis: longitudinal clinical and microbiological findings--a case report. *Implant Dent* 8: 247-54, 1999.
92. Nakazato G., Tsuchiya H., Sato M. In vivo plaque formation on implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 321-6, 1989.
93. Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 10: 183-9, 1997.
94. Novaes AB, Souza SL, deOliveira PT, Souza AM. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 377-83, 2002.
95. Oyster D, Parker W, Gher M. CO2 laser and temperature changes of titanium implants. *J Periodontol* 66: 1017-24, 1995.
96. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP., Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15: 625-31, 2004.
97. Pontoriero R, Tonelli M, Carnevale G, Mombelli A, Nyman S, Lang NP. Experimentally induced periimplant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 5: 254-9, 1994.
98. Putthamer H. Rauheitsmessung mit elektrischen Tastschnittgeräten. *Technisches Messen* 50: 5-6, 1983.
99. Quirynen M., Marechal M., Busscher H.J., Weerkamp A. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. *J Clin Periodontol* 17: 138-44, 1990.
100. Quirynen M., Van Der Mei HC, Bollen C. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 72: 1304-9, 1993.

101. Quirynen M, Bollen C, Papaioannou W, vanEldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutments surface roughness on plaque accumulation and gingivitis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 169-78, 1996.
102. Quirynen M, Vogels R. [Clinical relevance of surface characteristics on the formation of plaque on teeth and implants]. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 109: 422-9, 2002.
103. Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 11: 195-201, 2000.
104. Ramaglia L, diLauro A, Morgese F, Squillace A. Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations. *Implant Dent* 15: 77-82, 2006.
105. Ratka-Krüger P., Horodko M., Mayer M. Ätiologie, Diagnostik, Therapie und Prävention der Periimplantitis. *Zahnärztl Mitt* 91: 2764, 2001.
106. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 61: 602-9, 1989.
107. Rimondini L, Fare S, Felloni A, Brambilla E, Brossa F, Consonni C, Carassi A. The effect of surface roughness on in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol* 68: 556-62, 1997.
108. Rimondini L, Simoncini F, Carassi A. Micro-morphometric assessment of titanium plasma-sprayed coating removal using burs for the treatment of peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res* 11: 129-38, 2000.
109. Romanos GE, Nentwig GH. Regenerative Therapie von periimplantären Knochendefekten: Literaturanalyse und eigene Daten. *Z Zahnärztl Implantol* 21: 76-81, 2005.
110. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research* 76: 323-34, 2006.
111. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 25: 1429-38, 2004.
112. Schmitz H, Kettner R, Eren S. Implantatmaterialien. In: Koeck B, Wagner W, eds. *Implantologie*. München: Urban + Schwarzenberg, p. 9-30, 1996.

113. Schou S, Holmstrup P, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, Kornman KS. Ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. *Clin Oral Implants Res* 4: 12-22, 1993.
114. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 86: 713-27, 1976.
115. Schröer A. Periimplantäre Knochenveränderungen bei parodontal vorbelasteten Patienten. Inaugural Dissertation 2001.
116. Schütze-Gössner M, Vizethum F. Periimplantitis - Die antimikrobielle Photodynamische Therapie als innovativer Behandlungsansatz. *Zeitschrift für Orale Implantologie* 03: 190-4, 2005.
117. Schwartz Z, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. *J Cell Biochem* 56: 340-7, 1994.
118. Schwarz F, Rothamel D, Sculean A, Georg T, Scherbaum W, Becker J. Effects of an Er:YAG laser and the Vector ultrasonic system on the biocompatibility of titanium implants in cultures of human osteoblast-like cells. *Clin Oral Implants Res* 14: 784-92, 2003.
119. Sculean A. Nonsurgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments. A prospective, controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 42: 423-6, 2004.
120. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NHJ. Implant Surface Roughness and Bone Healing: A Systematic Review. *J Dent Res* 85: 496-500, 2006.
121. Smedberg JI, Lothigius E, Bodin I, Frykholm A, Nilner K. A clinical and radiological two-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 4: 39-46, 1993.
122. Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter J. *Farbatlas der Zahnheilkunde*. Vol. 10. Stuttgart: Thieme, 1994.
123. Stanford CM, Schneider GB. Functional behaviour of bone around dental implants. *Gerodontology* 21: 71-7, 2004.
124. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Ursachen und Therapie der periimplantären Destruktion. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, eds. *Prothetik*. Berlin: Quintessenz, p. 1153, 1994.
125. Strunz V, Bürkel M, Schlegel D. Implantologie - Deutsches Konsensuspapier Frankfurter Konsensus Implantologie 23.01.1991. *Zahnärztl Mitt* 5: 454-7, 1991.

126. Sykaras N., Iacopino A., Marker V. Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 675-90, 2000.
127. Tetsch P. Indications and contra-indications for endosseous implants in the jaw region. *ZWR* 93: 884-8, 1984.
128. Tukey JW. *Exploratory data analysis*. 1 ed. Reading, Mass.: Addison Wesley Publishing Company, p. 39-44, 1977.
129. Ungersböck A, Rahn B. Methods to characterize the surface roughness of metallic implants. *J Mater Sci Mater Med* 5: 434-40, 1994.
130. Usacheva MN, Teichert MC, Biel MA. Comparison of the methylene blue and toluidine blue photobactericidal efficacy against gram-positive and gram-negative microorganisms. *Lasers Surg Med* 29: 165-73, 2001.
131. Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Implants Res* 9: 261-71, 1998.
132. Wahl G. Indikation, Kontraindikation und Differentialindikation aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W, eds. *Implantologie*. München: Urban und Schwarzenberg, p. 32-40, 1996.
133. Wainwright M, Phoenix DA, Marland J, Wareing DR, Bolton FJ. A study of photobactericidal activity in the phenothiazinium series. *FEMS Immunol Med Microbiol* 19: 75-80, 1997.
134. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 48: 146, 2003.
135. Wennerberg A. *On surface roughness and implant incorporation (dissertation)*. Göteborg, Sweden: University of Göteborg 1996.
136. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 331-44, 2000.
137. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 38-45, 1996.
138. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 17: 15-22, 1996.
139. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 486-94, 1997.

140. Wetzel AC, Vlassis J, Caffesse RG, Hammerle CH, Lang NP. Attempts to obtain re-
osseointegration following experimental peri-implantitis in dogs. Clin Oral Implants Res 10: 111-
9, 1999.
141. Zablotsky M. Chemotherapeutics in implant dentistry. Implant Dent 2: 19-25, 1993.
142. Zablotsky M, Diedrich D, Meffert RM, Wittrig E. The ability of various chemotherapeutic agents
to detoxify the endotoxin infected HA-coated implant surface. Int J Oral Implant 8: 45-51, 1991.
143. Zablotsky M, Meffert RM, Mills O, Burgess A. The macroscopic, microscopic and spectrometric
effects of various chemotherapeutic agents on the plasma-sprayed hydroxyapatite-coated
implant surface. Clin Oral Implants Res 3: 189-98, 1992.
144. Zhu X, Chen J, Scheideler L, Altebaeumer T, Geis-Gerstorfer J, Kern D. Cellular reactions of
osteoblasts to micron- and submicron-scale porous structures of titanium surfaces. Cells,
tissues, organs 178: 13-22, 2004.

6.3 Übersicht über die Bearbeitungsserien der Probekörper

- Ref1 polierte Oberfläche (1200er Schleifpapier)
- Ref2 grüner Diamant
- Ref3 roter Diamant
- Ref4 roter Diamant + brauner Polierkörper
- Ref5 roter Diamant + brauner + grüner Polierkörper
- Ref6 Sandstrahl
- V1 Vector® Metallspitze ohne Abstand (0,9%-NaCl-Lösung)
- V2 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver grob)
- V3 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver fein)
- V4 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (0,9%-NaCl-Lösung)
- V5 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver grob)
- V6 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver fein)
- V7 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver grob)
- V8 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver fein)
- V9 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver grob)
- V10 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver fein)
- Va2 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver grob)
- Va3 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver fein)
- Va5 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver grob)
- Va6 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver fein)
- Va7 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver grob)
- Va8 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver fein)
- Va9 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver grob)
- Va10 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver fein)
- C1 CoJet (10 Sekunden) steiler Aufprallwinkel des Strahlguts
- C2 CoJet (30 Sekunden) steiler Aufprallwinkel des Strahlguts
- C3 CoJet (60 Sekunden) steiler Aufprallwinkel des Strahlguts
- C4 CoJet (30 Sekunden) flacher Aufprallwinkel des Strahlguts
- VC1 Vector® Metallspitze ohne Abstand (0,9%-NaCl-Lösung)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC2 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver grob)

- + CoJet (10 Sekunden)
- VC3 Vector® Metallspitze ohne Abstand (Pulver fein)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC4 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (0,9%-NaCl-Lösung)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC5 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver grob)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC6 Vector® Kunststoffspitze ohne Abstand (Pulver fein)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC7 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver grob)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC8 Vector® Metallspitze mit Abstand (Pulver fein)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC9 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver grob)
+ CoJet (10 Sekunden)
- VC10 Vector® Kunststoffspitze mit Abstand (Pulver fein)
+ CoJet (10 Sekunden)

6.4 Messwerte in Zahlen

6.4.1 Intra- und interindividuelle Reliabilität mehrerer Untersucher

6.4.1.1 Grafische Darstellung

Es werden aufgrund der Datenmenge nachfolgend nur einzelne Bearbeitungsverfahren exemplarisch dargestellt.

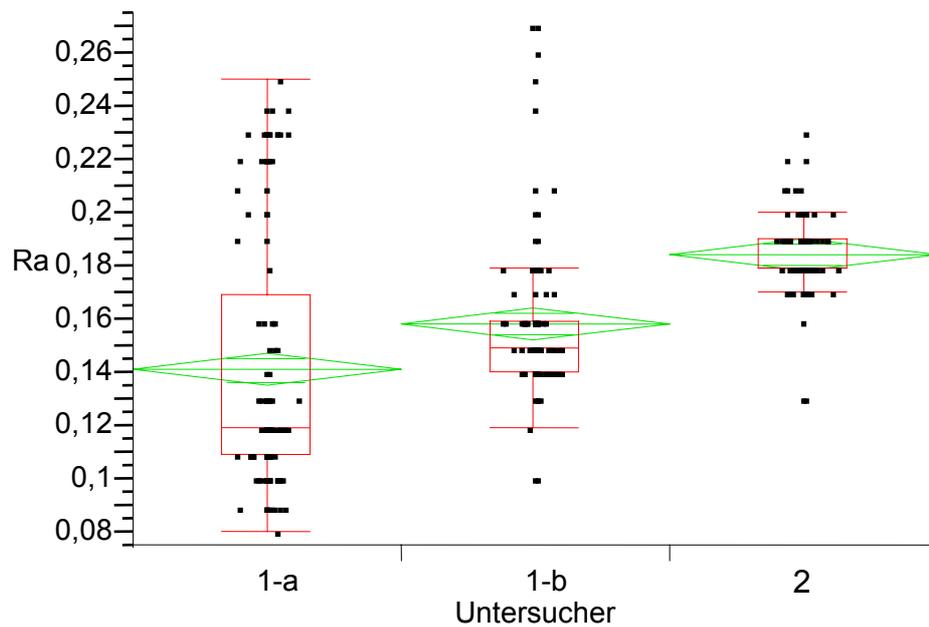


Abbildung 65: Intra- und interindividuelle Reliabilität bei der profilometrischen Erfassung der polierten Oberfläche

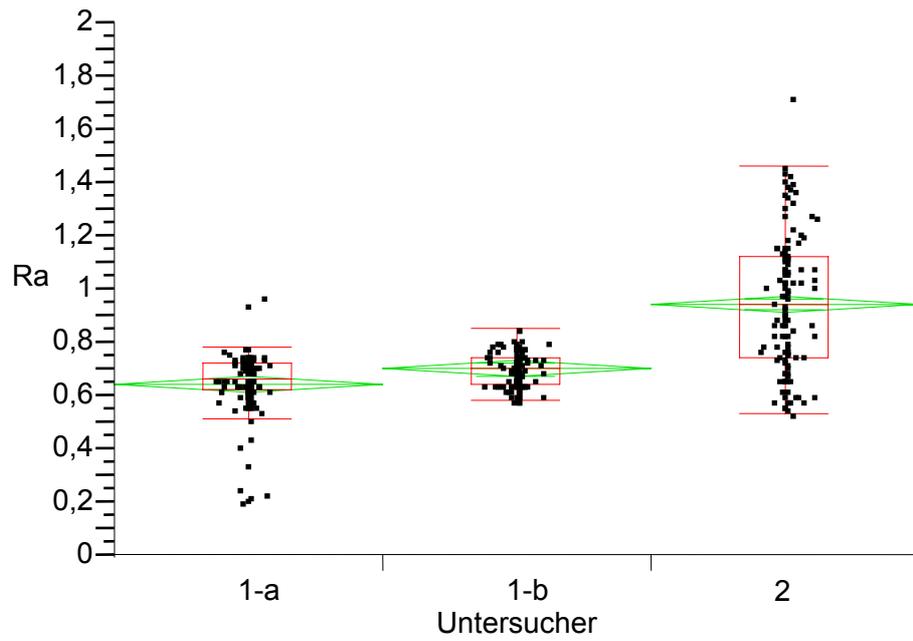


Abbildung 66: Intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „rotierend mit rotem Diamant“

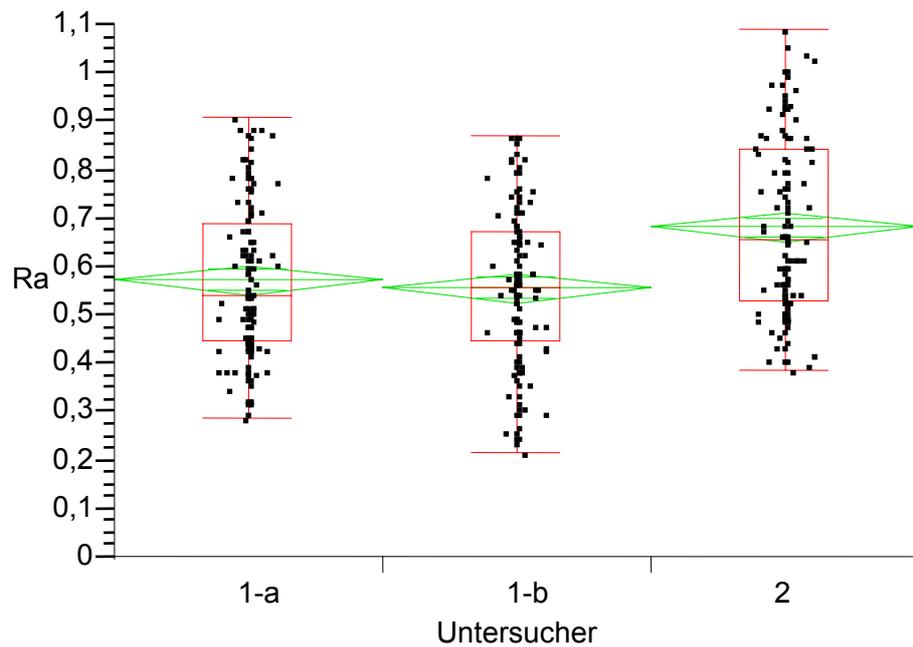


Abbildung 67: Intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „rotierend mit rotem Diamant und braunem Gummipolierer“

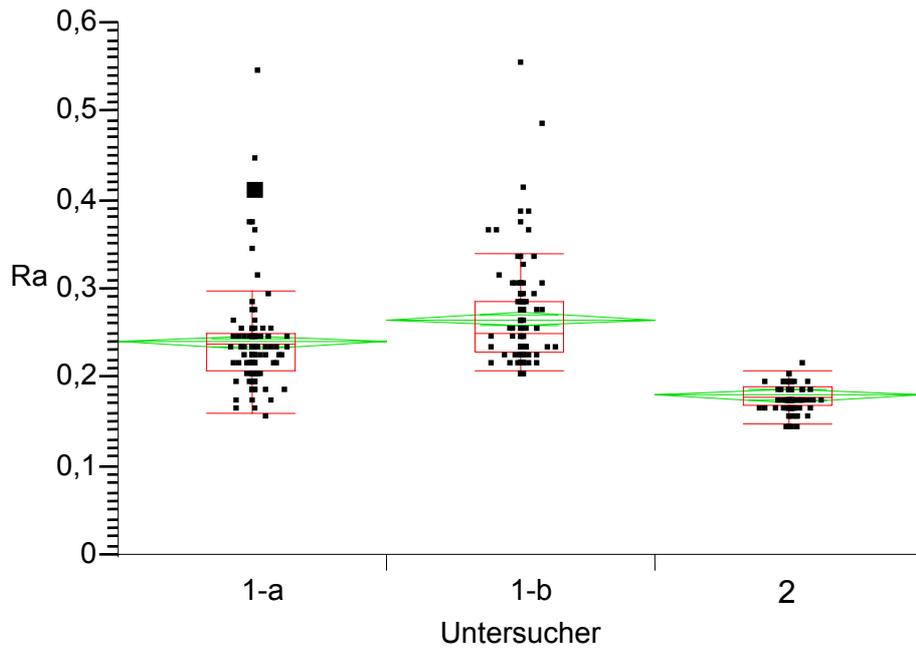


Abbildung 68: Intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „Abstrahlen mit Salzkristall“

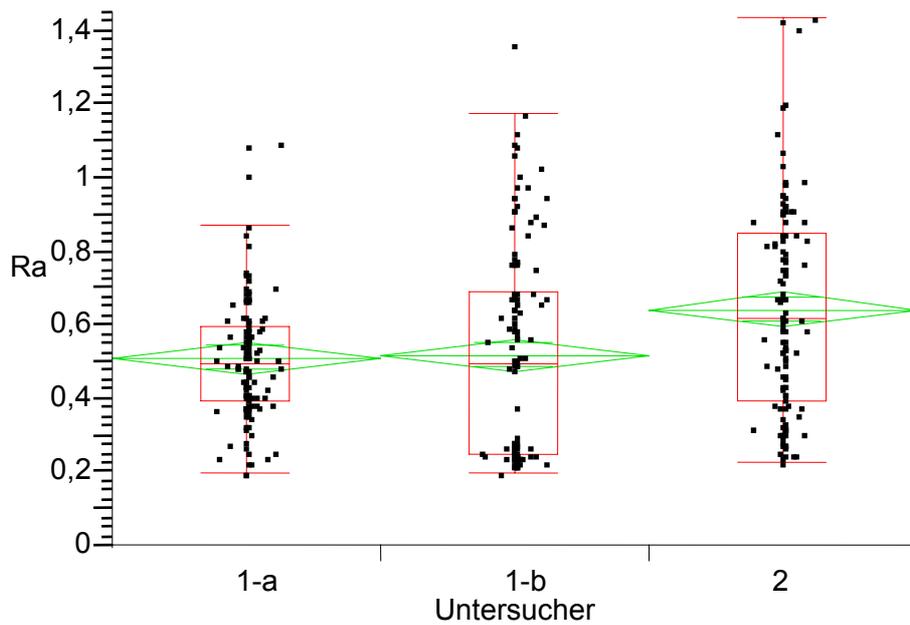


Abbildung 69: Intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand, Pulver fein“

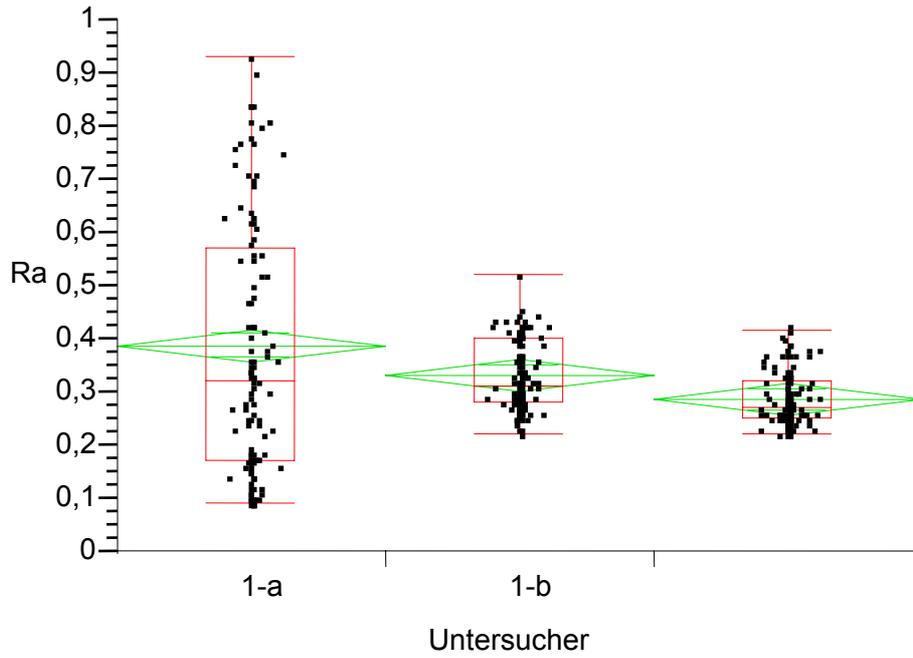


Abbildung 70: Intra- und interindividuelle Reliabilität für die Bearbeitung „Vector-Metallspitze mit Abstand, Pulver grob“

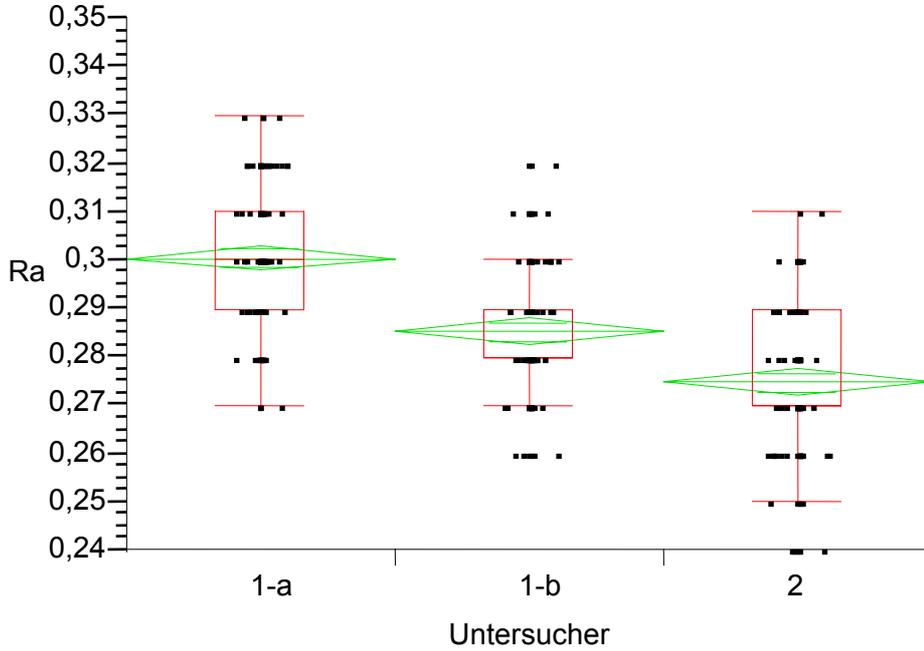


Abbildung 71: Intra- und interindividuelle Reliabilität der polierten Oberfläche für die Bearbeitung „Abstrahlen mit Al₂O₃-Sand (Cojet)“

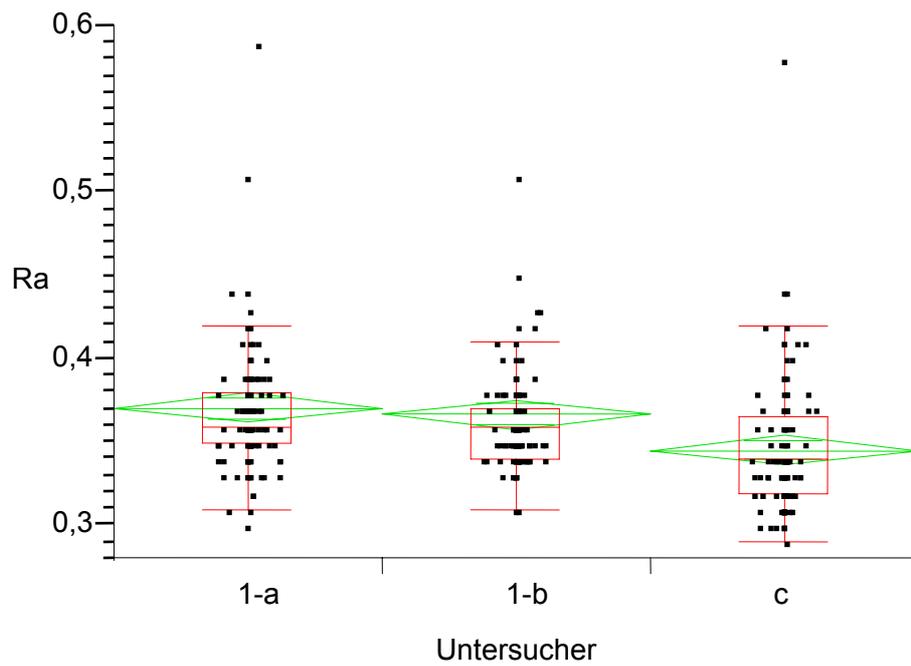


Abbildung 72: Intra- und interindividuelle Reliabilität der polierten Oberfläche für die Bearbeitung „Vector-Metallspitze mit Abstand, Pulver grob und Abstrahlen mit Al_2O_3 -Sand (Cojet)“

6.4.1.2 Intra- und interindividuelle Reliabilität der Probenbearbeitung/ -vermessung
 Es werden aufgrund der Datenmenge nachfolgend nur einzelne
 Bearbeitungsverfahren exemplarisch dargestellt.

		Untersucher 1-a	Untersucher 1-b	Untersucher 2	p =
Polierte Oberfläche	Mittelwert	0,14	0,16	0,18	<0,0001
	Median	0,12	0,15	0,18	
Roter Diamant	Mittelwert	0,65	0,70	0,95	<0,0001
	Median	0,66	0,70	0,94	
Abstrahlen mit Salzkristall	Mittelwert	0,24	0,27	0,18	<0,0001
	Median	0,24	0,25	0,18	
Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand, Pulver fein	Mittelwert	0,51	0,52	0,65	<0,0001
	Median	0,50	0,50	0,62	
Vector-Metallspitze mit Abstand, Pulver grob	Mittelwert	0,38	0,33	0,29	<0,0001
	Median	0,32	0,31	0,27	
Abstrahlen mit Al ₂ O ₃ -Sand (Cojet)	Mittelwert	0,30	0,29	0,27	<0,0001
	Median	0,30	0,28	0,27	

6.4.2 Messergebnisse der Oberflächenabtastung

6.4.2.1 Polierte Referenzoberfläche

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15

Tabelle 5: Oberflächenrauigkeit nach Politur

6.4.2.2 Rotierende Verfahren

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15
Roter Diamant	0,65	0,66	0,12	0,015	0,63	0,67
Roter Diamant + brauner Polierer	0,57	0,54	0,16	0,015	0,54	0,60
Roter Diamant + brauner Polierer + grüner Polierer	0,43	0,4	0,08	0,007	0,42	0,45

Tabelle 6: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit rotierenden Verfahren

6.4.2.3 Strahlverfahren (Salzkristall und Al₂O₃)

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15
Salzkristall 60 Sek	0,24	0,24	0,05	0,005	0,23	0,25
CoJet-steil-10 Sek	0,26	0,26	0,03	0,003	0,26	0,27
CoJet-steil-30 Sek	0,29	0,28	0,01	0,001	0,28	0,29
CoJet-steil-60 Sek	0,37	0,37	0,03	0,002	0,37	0,38
CoJet-flach 30 Sek	0,33	0,31	0,07	0,006	0,32	0,34

Tabelle 7: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Pulverstrahlverfahren

6.4.2.4 Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector im Standard-Bearbeitungsverfahren

Tabelle 8: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector im Standard-Bearbeitungsverfahren

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15
Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand H ₂ O	0,22	0,21	0,02	0,002	0,21	0,22
Vector-Metallspitze ohne Abstand H ₂ O	0,23	0,23	0,02	0,002	0,23	0,24
Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand Pulver fein	0,51	0,50	0,17	0,015	0,48	0,54
Vector-Metallspitze ohne Abstand Pulver fein	0,34	0,31	0,11	0,010	0,32	0,37
Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand Pulver grob	0,26	0,25	0,04	0,003	0,26	0,27
Vector Metallspitze ohne Abstand Pulver grob	0,25	0,23	0,05	0,005	0,24	0,26
Vector-Kunststoffspitze mit Abstand Pulver fein	0,20	0,21	0,05	0,005	0,19	0,21
Vector-Metallspitze mit Abstand Pulver fein	0,20	0,19	0,04	0,003	0,20	0,21
Vector-Kunststoffspitze mit Abstand Pulver grob	0,28	0,24	0,12	0,011	0,26	0,30
Vector-Metallspitze mit Abstand Pulver grob	0,33	0,30	0,14	0,013	0,31	0,36

6.4.2.5 Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector und zusätzlichem abschließenden Abspülvorgang

Tabelle 9: Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Vector und zusätzlichem abschließenden Abspülvorgang

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15
Vector-Kunststoffspitze ohne Abstand H ₂ O	0,22	0,21	0,02	0,002	0,21	0,22
Vector-Metallspitze ohne Abstand H ₂ O	0,23	0,23	0,02	0,002	0,23	0,24
Vector-abgespült Kunststoffspitze o. Abstand Pulver fein	0,16	0,16	0,03	0,003	0,16	0,17
Vector-abgespült Metallspitze o. Abstand Pulver fein	0,35	0,35	0,03	0,003	0,35	0,36
Vector-abgespült Kunststoffspitze o. Abstand Pulver grob	0,27	0,27	0,02	0,002	0,27	0,28
Vector-abgespült Metallspitze o. Abstand Pulver grob	0,33	0,33	0,04	0,003	0,33	0,34
Vector-abgespült Kunststoffspitze m. Abstand (Pulver fein)	0,24	0,23	0,01	0,001	0,23	0,24
Vector-abgespült Metallspitze m. Abstand Pulver fein	0,23	0,22	0,02	0,001	0,22	0,24
Vector-abgespült Kunststoffspitze m. Abstand Pulver grob	0,26	0,27	0,05	0,005	0,25	0,27
Vector-abgespült Metallspitze m. Abstand Pulver grob	0,21	0,22	0,03	0,003	0,20	0,22

6.4.2.6 Ultraschallaktivierte Partikel (Vector) in Kombination mit einem Strahlverfahren mit Al₂O₃-Sand (CoJet)

Tabelle 10: Ultraschallaktivierte Partikel (Vector®) in Kombination mit Al₂O₃-Sandstrahlverfahren (CoJet®)

Bearbeitungsverfahren	Mittelwert [R _a /mm]	Median [R _a /mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
					Untere	Obere
Polierte Oberfläche	0,14	0,12	0,05	0,004	0,13	0,15
Vector-Kunststoffspitze o. Abstand H ₂ O + CoJet	0,32	0,31	0,03	0,002	0,31	0,32
Vector-Metallspitze o. Abstand H ₂ O + CoJet	0,31	0,31	0,02	0,002	0,30	0,31
Vector-Kunststoffspitze o. Abstand Pulver fein + CoJet	0,31	0,31	0,02	0,001	0,31	0,31
Vector-Metallspitze o. Abstand Pulver fein + CoJet	0,37	0,36	0,02	0,002	0,36	0,37
Vector-Kunststoffspitze o. Abstand Pulver grob + CoJet	0,33	0,33	0,02	0,002	0,33	0,34
Vector-Metallspitze o. Abstand Pulver grob + CoJet	0,36	0,34	0,08	0,007	0,34	0,37
Vector-Kunststoffspitze m. Abstand Pulver fein + CoJet	0,32	0,31	0,04	0,004	0,31	0,33
Vector-Metallspitze m. Abstand Pulver fein + CoJet	0,34	0,32	0,05	0,005	0,33	0,35
Vector-Kunststoffspitze m. Abstand Pulver grob + CoJet	0,35	0,34	0,04	0,003	0,35	0,36
Vector-Metallspitze m. Abstand Pulver grob + CoJet	0,37	0,36	0,05	0,005	0,36	0,38

Danksagung:

Im Laufe der Erstellung meiner Dissertation haben mir viele Personen zur Seite gestanden:

Herrn Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer danke ich herzlich für die freundliche Überlassung des Themas, seine fachliche Unterstützung und für die Möglichkeit, hochmoderne Geräte für diese Studie benutzen zu dürfen.

Herrn Dr. S. Lachmann als Studienbetreuer danke ich einfach für alles!

Herrn Prof. Dr. Krekeler danke ich herzlich für seine positiven Korrekturen.

Herr Prof. Dr. W. Lindemann hat mir bei Schwierigkeiten bei der Handhabung des Auflichtmikroskops stets zur Seite gestanden.

Frau C. Schille danke ich für ihre fachliche Unterstützung bei den Messungen mit dem Perthometer und ihre Hilfestellung beim Versuchsaufbau, auch teilweise am Wochenende.

Herr Dr. F. Rupp hat ein profundes Wissen hinsichtlich der Evaluierung von Implantatoberflächen und durch seine fachliche Unterstützung bei den Messungen mit dem Perthometer ergaben sich mehrfach interessante Diskussionen zum Versuchsaufbau und zu den Untersuchungsergebnissen meinen Dank verdient.

Herrn Dr. D. Axmann danke ich für seine fachliche Anleitung bei der Darstellung und Auswertung der Ergebnisse.

Herr Dr. N. Kournetas ist zwar jetzt wieder in Griechenland, aber seine fachliche Unterstützung bei den Messungen mit dem Perthometer und die bei Cafe-frappé durchgeführten Diskussionen zum Versuchsaufbau und zu den Untersuchungsergebnissen waren stets interessant.

Herrn Dr. L. Scheideler danke ich für Anregungen hinsichtlich weiterführender Studien aufgrund der interessanten Untersuchungsergebnisse.

Frau Dr. S. Lachmann danke ich wärmstens für die seelische, moralische und körperliche Unterstützung ihres Göttergatten Dr. S. Lachmann bei gleichzeitiger Pflege und Ernährung von Mensch und Tier.

Meinen Eltern danke ich für ihre Unterstützung während meines Studiums.

Bei Herrn Dr. B.Jäger bedanke ich mich für seinen seelischen und moralischen Beistand in vielen Dingen.