

Diplomarbeit

**Auswirkungen verschiedener Methoden der
Periimplantitistherapie auf die Oberflächenintegrität von
Zirkoniumdioxidimplantaten**

eingereicht von

Lena Maria Schnaitl

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnheilkunde

(Dr.ⁱⁿ med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

unter der Anleitung von Betreuer*innen

Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr.med. univ. Dr.med.dent. et scient.med. **Payer Michael**

und Univ. ZÄ Dr.med.dent. **Pichler Anke**

Graz, 26.01.2023

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 26.01.2023

Lena Maria Schnaitl eh.

Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr.med.univ. Dr.med.dent.et scient.med. Michael Payer, Univ. ZÄ Dr.med.dent. Anke Pichler und Sen.Lecturer Dr.med.dent. Martin Koller für die Denkanstöße, Bemühungen und Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Des Weiteren möchte ich mich bei Dipl.-Ing. Irene Mischak für die statische Datenauswertung bedanken.

Zum Schluss möchte ich mich auch bei meiner Familie, Freunden und Studienkollegen bedanken für Ihren Beistand und die Bestärkung in den vergangenen Jahren. Freundschaft.

Zusammenfassung

Hintergrund und Zielsetzung: Zirconiumdioxid hat sich aufgrund seiner geeigneten mechanischen und hervorragenden ästhetischen Eigenschaften wie Farbe und Opazität als vielseitiges Dentalmaterial etabliert. Periimplantitis gilt noch vor Fraktur, Überbelastung und Trauma als der häufigste Faktor für den Spätverlust von Implantaten. Einige Publikationen beschreiben die Auswirkungen verschiedener Debridementmethoden an Titanimplantaten. Die Datenlage zu Zirconiumdioxidimplantaten ist jedoch spärlich und existierende Untersuchungen beschränken sich auf Materialproben anstelle am Markt erhältlicher Implantate.

Material und Methoden: Der experimentelle Teil befasst sich mit der Auswirkung verschiedener Debridement-Abläufe im Rahmen der Periimplantitistherapie auf die Oberflächenintegrität von Y-TZP Implantaten. Bei den vier untersuchten Gruppen handelt es sich um das Debridement im Rahmen der nicht chirurgischen Therapie (Gruppe 1), der chirurgischen Therapie (Gruppe 2), der Implantoplastik (Gruppe 3), sowie eine unbehandelte Kontrollgruppe (Gruppe 0). Nach Instrumentierung der Implantate wurden Aufnahmen mit einem optischen 3D Oberflächenmessgerät erstellt und die mittlere Rauheit (Ra) und die Rautiefe (Rz) der einzelnen Versuchsgruppen ermittelt und verglichen.

Ergebnisse: Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigt die Gruppe 2 sowohl an der Gewindeoberkante als auch dem Gewindetal signifikante Unterschiede. Sie weist eine Oberflächenrauheit von 1,19 µm Ra und 6,89 µm Rz an der Oberkante und 1,16 µm Ra und 6,79 µm Rz im Tal, gegenüber die Gruppe 0 mit 0,95 µm Ra und 5,84 µm Rz an der Oberkante und 0,91 µm Ra und 5,01 µm Rz im Tal. Die Werte der Gruppe 1 liegen zwischen Gruppe 2 und der Kontrollgruppe. Dasselbe Muster findet man auch bei den vertikalen Messungen (Q). Die Gruppe 3 zeigt eine hochsignifikante Abnahme bei der mittleren Rauheit und der Rautiefe.

Schlussfolgerung: Im Rahmen dieser in-vitro Untersuchung kann festgehalten werden, dass es bei allen getesteten Debridement-Verfahren zu Oberflächenveränderungen kam. In der Testgruppe der nicht-chirurgischen Therapie gab es nur geringfügige, nicht signifikante Veränderungen der mittleren

Rauheit und Rautiefe. Außerdem treten signifikante Veränderungen nicht in allen Bereichen der Implantatoberfläche auf. Weitere Untersuchungen sind erforderlich, um die Auswirkungen dieser Oberflächenveränderungen zu klären. Insbesondere hinsichtlich einer möglichen Phasentransformation durch die Implantoplastik und einer damit verbundenen Materialdegradation, vor allem im Hinblick auf die Veränderung der Frakturbelastbarkeit.

Abstract

Aim: Zirconia has established itself as a versatile dental material due to its mechanical and aesthetic properties. Peri-implantitis is considered the most common factor for late loss of implants, ahead of fracture, overloading and trauma. Some publications describe the effects of different debridement methods on titanium implants. However, data on zirconia implants is sparse and existing studies are limited to material samples instead of commercially available implants.

Material and Methods: The experimental part deals with the effect of different debridement procedures during peri-implantitis therapy on the surface integrity of Y-TZP implants. The four groups studied were debridement in the setting of non-surgical therapy (group 1), surgical therapy (group 2), implantoplasty (group 3), and an untreated control group (group 0). After instrumentation of the implants, images were taken with a 3D optical surface measuring device and the mean roughness (Ra) and roughness depth (Rz) of each experimental group were determined and compared.

Results: Compared to the control group, group 2 shows significant differences at both the thread top edge and the thread valley. It shows a surface roughness of 1.19 μm Ra and 6.89 μm Rz at the top edge and 1.16 μm Ra and 6.79 μm Rz in the valley, compared to group 0 with 0.95 μm Ra and 5.84 μm Rz at the top edge and 0.91 μm Ra and 5.01 μm Rz in the valley. The values of group 1 lie between group 2 and the control group. The same pattern is found in the vertical measurements. Group 3 shows a highly significant decrease in mean roughness and roughness depth.

Conclusion: In the context of this in vitro investigation, it can be stated that surface changes occurred with all debridement methods tested. In the non-surgical therapy test group, there are only minor, non-significant changes in the mean roughness and roughness depth. Additionally, significant changes do not occur in all areas of the implant surface. Further investigations are necessary to clarify the effects of these surface changes. Regarding the possible phase transformation by implantoplasty and the associated material degradation, especially with regard to changes in fracture loading capacity.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	1
Zusammenfassung	2
Abstract	4
Inhaltsverzeichnis	5
Abkürzungen	7
Abbildungsverzeichnis	8
Tabellenverzeichnis	9
Formelverzeichnis	10
1 Einleitung – Grundlagen und Themeneinführung	11
1.1 Zirkoniumdioxid	11
1.1.1 Phasenumwandlung	11
1.2 Zirkoniumdioxidimplantate	12
1.2.1 Oberflächenstruktur	12
1.2.2 Klinische Untersuchungen, Anwendungen und Empfehlungen	13
1.3 Klassifikation periimplantärer Erkrankungen und Zustände	16
1.3.1 Periimplantäre Gesundheit	16
1.3.2 Periimplantäre Mukositis	17
1.3.3 Periimplantitis	17
1.3.4 Periimplantäre Weich- und Hartgewebsdefizite	18
1.4 Defektmorphologie	19
1.5 Periimplantitistherapie	21
1.5.1 Nicht chirurgische Therapie	21
1.5.2 Chirurgische Therapie	22
1.5.3 Erhaltungstherapie	27
1.6 Debridementmethoden	28
1.7 Hintergrund und Zielsetzung	31
2 Material und Methoden	32
2.1 Studiendesign und Ablauf	32
2.2 Implantatsystem	32
2.3 Einbettung	33
2.4 Versuchsaufbau	34

2.4.1	Nicht chirurgische Therapie – Gruppe 1	34
2.4.2	Chirurgisch regenerative Therapie – Gruppe 2.....	35
2.4.3	Chirurgisch resektive Therapie – Gruppe 3	35
2.5	Alicona Infinite Focus G5	37
2.5.1	Auszug aus den Aufnahmen.....	38
2.5.2	Profilrauheitsparameter	39
3	Ergebnisse – Resultate mit graphischen Darstellungen	40
3.1	Deskriptive Statistik	40
3.2	Statistischer Vergleich.....	42
4	Diskussion.....	44
4.1	Conclusio	48
	Literaturverzeichnis	50

Abkürzungen

ZrO ₂	Zirkoniumdioxid
Zr	Zirkonium
Y-ZTP	Yttrium-stabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristalle
HV	Vickershärte
GPa	Gigapascal
MPa	Megapascal
LTD	Degradierung bei niedrigen Temperaturen (Low Temperature Degradation)
SLA	sandblasted large grit acid-etched
BOP	Blutung auf Sondierung (Bleeding on probing)
SOP	Pus auf Sondierung (Suppuration on probing)
ST	Sondierungstiefe
GBR	Guided bone regeneration
PEEK	Polyether-Ether-Keton
US	Ultraschallscaler
Ra	Mittlere Rauheit, Mittenrauwert
Rz	Rautiefe, gemittelten Höhe des Rauheitsprofils
°C	Grad Celsius
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
nm	Nanometer
Vol.-%	Volumenprozent

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1 Statements und Empfehlungen der S3 Richtlinien (22)</i>	15
<i>Abbildung 2 Infraossärer Defekt Klasse Ia, Ib, Ic (32)</i>	20
<i>Abbildung 3 Suprakrestaler / horizontaler Defekt Klasse II (32)</i>	20
<i>Abbildung 4 Kombiniertes Defekt Klasse IIIa, IIIb, IIIc (32)</i>	20
<i>Abbildung 5 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Access Flap Debridement, entnommen aus Schwarz et al. (36)</i>	23
<i>Abbildung 6 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Implantoplastik, entnommen aus Schwarz et al. (36)</i>	24
<i>Abbildung 7 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Augmentativer Therapie, entnommen aus Schwarz et al. (36)</i>	26
<i>Abbildung 8 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) kombinierter Therapie, entnommen aus Schwarz et al. (36)</i>	27
<i>Abbildung 9 Abmessungen der Implantate, entnommen der Broschüre der Herstellfirma</i>	32
<i>Abbildung 10 Überblick Implantateinbettung</i>	33
<i>Abbildung 11 Waage zur Druckkalibrierung</i>	36
<i>Abbildung 12 Abfolge Instrumentation Gruppe 1</i>	36
<i>Abbildung 13 Abfolge Instrumentation Gruppe 2</i>	36
<i>Abbildung 14 Implantat vor und nach Implantoplastik, Gruppe 3</i>	36
<i>Abbildung 15 Alicona Infinite Focus G5</i>	37
<i>Abbildung 16 Gruppe 0 (Probe 061FR)</i>	38
<i>Abbildung 17 Gruppe 1 (Probe 172FR)</i>	38
<i>Abbildung 18 Gruppe 2 (Probe 242FR)</i>	38
<i>Abbildung 19 Gruppe 3 (Probe 361FR)</i>	38
<i>Abbildung 20 Whisker-Plot der mittleren Rauheit und ihrer Standardabweichungen in den verschiedenen Gruppen</i>	43
<i>Abbildung 21 Whisker-Plot der Rautiefe und ihrer Standardabweichungen in den verschiedenen Gruppen</i>	43

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1 Abmessungen der Implantate</i>	32
<i>Tabelle 2 Ra geteilt in Stellen und Gruppen</i>	41
<i>Tabelle 3 Rz geteilt in Stellen und Gruppen</i>	41
<i>Tabelle 4 Statistischer Vergleich Ra</i>	42
<i>Tabelle 5 Statistischer Vergleich Rz</i>	42

Formelverzeichnis

Formel 1 zur Berechnung der mittleren Rauheit (R_a).....	39
Formel 2 zur Berechnung der Rautiefe (R_z).....	39

1 Einleitung – Grundlagen und Themeneinführung

1.1 Zirconiumdioxid

Zirconiumdioxid (ZrO_2) ist ein polykristallines Keramikoxid des Übergangsmetalls Zirconium (Zr). Es findet aufgrund seiner hervorragenden Eigenschaften eine breite Anwendung im medizinischen Bereich, vor allem in der Orthopädie und der Zahnmedizin. Genauer kommt es zum Einsatz als orthopädisches Gelenkersatzmaterial alternativ zu Kobalt-Chrom oder Titan bei Hüftgelenksprothesen. In der Zahnmedizin findet es Verwendung in Form adhäsiver Restaurationen, Abutments und Implantate (1). Keramiken auf Zirconiumdioxidbasis sind chemisch inerte Biomaterialien mit minimalen lokalen oder systemischen Nebenwirkungen, guter Zelladhäsion und Gewebereaktion, sowie einem hohen Maß an Biokompatibilität mit dem umgebenden Knochen und Weichgewebe (2).

1.1.1 Phasenumwandlung

Zirconiumdioxid kommt in drei kristallinen Formen vor, abhängig von Umgebungstemperatur und Druck: monoklin, tetragonal und kubisch. Die monokline Struktur ist bei Raumtemperatur und Standarddruck am stabilsten und ist die Form, welche in natürlichen Ablagerungen zu finden ist. Bei 1170°C geht die monokline Phase in eine tetragonale über, was mit einer Schrumpfung von 4-5 Vol.-% einhergeht. Die tetragonale Phase transformiert bei 2370°C in die kubische Phase zusammen mit weiterer Schrumpfung (3, 4). Wenn die Umgebungstemperatur sinkt, kehrt das tetragonale ZrO_2 -Molekülgitter in die monokline Form zurück und dehnt sich um 3-4 Vol.-% aus. Dies führt zu erheblichen Spannungen, da das abkühlende Gitter starr wird und die einhergehende Ausdehnung nicht aufnehmen kann. Folglich entstehen Eigenspannungen die Rissausbreitung fördern oder gänzlich zum Bruch führen, das bedeutet das Material wird bei Wiedererreichen der Raumtemperatur instabil (1, 2, 5).

Um dieses Phänomen zu verhindern, werden zum ZrO_2 in geringen Mengen Dotierstoffe beigemischt, um die tetragonale Phase bei Raumtemperatur zu stabilisieren und die Transformation in die monokline Phase zu verhindern. Zu den Dotierstoffen gehören verschiedene Oxide wie MgO , CaO , CeO oder Y_2O_3 (1, 4). Die Zugabe von 2-3% Yttriumoxid (Y_2O_3) ermöglicht tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristalle (TZP) herzustellen die bei Raumtemperatur ausschließlich tetragonale Struktur enthalten. Das Yttriumoxid stabilisierte TZP (Y-TZP) weist eine geringe Porosität, hohe Dichte, sowie hohe Biege- und Druckfestigkeit auf (3, 6). Umwandlungen der tetragonalen zur monoklinen Phase wird durch Wasser katalysiert, die Umwandlungsrate ist abhängig von Druck und Temperatur. Eine signifikante Umwandlung findet statt bei einer Wassertemperatur von 150-400°C und einem Druck von mehr als 2 bar. Bei Körpertemperatur sind die Transformationsraten zumindest kurzfristig gering. Die fortschreitende spontane Umwandlung der tetragonalen Phase zur monoklinen wird als Alterung bezeichnet und der Vorgang der Degradierung bei niedrigen Temperaturen (engl.: Low Temperature Degradation, LTD) wird viel diskutiert (1, 6).

1.2 Zirkoniumdioxidimplantate

Zirkoniumdioxidkeramiken zeigen überlegene biomedizinische Eigenschaften im Vergleich zu anderen Keramiken wie Aluminiumoxid und wurden zunächst für die Herstellung von Kronen und Implantatabutments genutzt. Aussichtsreich als Implantatmaterial ist ZrO_2 aufgrund seiner weißen, opaken Farbe, geringerer Affinität zu bakterieller Plaque, geringer Wärmeleitfähigkeit, sowie hoher Biege- und Bruchfestigkeit (7, 8). Y-TZP hat eine Härte von 1250 HV (entspricht 10-12 GPa), im Vergleich zu Titan (CP-Ti) mit 180-250 HV und Titanlegierungen (Ti-6Al-4V) mit 350 HV (4, 9). Weitere Eigenschaften von Y-TZP sind seine Biegefestigkeit von 800-1300 MPa und Bruchfestigkeit von 5-10 MPam^{1/2} (1).

1.2.1 Oberflächenstruktur

Die transgingivale Entität von Zahnimplantaten bildet mehrere Schnittstellen zum biologischen System. Diese lassen sich einteilen in einen subgingivalen Kontakt des ossealen Implantatkörpers zum Hartgewebe, eine Weichgewebsschnittstelle

transgingival und den Kontakt zur Mundhöhle im trans- und supragingivalen Bereich. Jede Oberfläche des Implantatsystems muss optimiert sein, um den unterschiedlichen Bereichen der jeweiligen Schnittstellen gerecht zu werden. Das gingivale Attachment mit zelladhäsiver Funktionalität für Keratinozyten und Fibroblasten ist notwendig, um eine dichte epitheliale Abgrenzung zu gewährleisten, die eine bakterielle Infiltration verhindert (10).

Die Oberflächenmodifikation von Zirkoniumdioxid beeinflusst die Adhäsion, Proliferation, Morphologie und Differenzierung von Osteoblasten und Fibroblasten. Es gibt verschiedene Verfahren um die Oberflächenbeschaffenheit zu verändern, wovon keiner der Vorrang eingeräumt werden kann. Dabei handelt es sich um physikalische, chemische, elektrochemische und bioaktive Modifikationen. Zu den physikalischen Modifikationen zählen unter anderem die maschinelle Bearbeitung, die Politur und das Sandstrahlen. Chemische Funktionalisierung durch Säureätzung zusammen mit Sandstrahlen (SLA, sandblasted, large grit, acid-etched) ist ein gängiges Verfahren bei Titanimplantaten. Für Zirkoniumdioxid wird empfohlen glatte und runde Partikel für das Strahlen zu verwenden und zu lange Ätzzeiten und hohe Säurekonzentrationen zu vermeiden, um keine Phasenumwandlung hervorzurufen (8, 11, 12). Im Rahmen einer *in-vitro* Studie wurde festgestellt, dass sandgestrahltes Y-TZP die Lebensfähigkeit, Migration und Ausbreitung von Zellen verbessert (5). Eine Oberflächenbehandlung mit Ultraviolettem Licht kann durch Elektronenanregung die Oberflächenenergie erhöhen. Weiters werden einige verschiedene Beschichtungsmaterialien mit günstigen biologischen Eigenschaften für Zirkoniumdioxid beschrieben, wie Siliziumoxid, Magnesium, Stickstoff, Kohlenstoff, Kalziumphosphat, Hydroxylapatit, Dopamin und Graphene. Allgemein werden Oberflächenmodifikationen empfohlen, welche die Benetzbarkeit und Oberflächenenergie erhöhen und die Mikrorauheit beibehalten. Trotz erzielter Fortschritte bestehen nach wie vor Forschungslücken, die weitere Untersuchungen nötig machen (8, 11, 13).

1.2.2 Klinische Untersuchungen, Anwendungen und Empfehlungen

Zahnimplantate aus Zirkoniumdioxid entwickeln sich zunehmend zu einer Option in der Implantologie, die stabile klinische Ergebnisse und ästhetisch

zufriedenstellende Resultate liefert. Zirkoniumdioxidimplantate zeigen eine vergleichbare Osseointegration zu Titanimplantaten im direkten Vergleich in einer präklinischen, histometrischen Studie (14). Es werden sowohl einteilige als auch zweiteilige Implantatsysteme am Markt angeboten. Die Platzierung einteiliger Implantate kann durch das Implantatdesign eingeschränkt sein. Eine Fehlstellung des Implantats, die eine Präparation des Abutments erfordert, kann seine Bruchfestigkeit verringern. Ein Vorteil einteiliger Implantate ist das Fehlen des Mikropaltes zwischen Implantat und Abutment im Vergleich zu zweiteiligen Systemen. Die Schwierigkeit bei zweiteiligen Implantaten liegt in der Verbindung des Abutments mit dem Implantat. Unterschiedliche Herstellfirmen bieten verschiedene Systeme mit zementiertem oder adhäsivem Verbund an. Wünschenswert wären verschraubte Abutments, deren Entwicklung aufgrund der Materialeigenschaften eine Herausforderung darstellt (7, 15).

Im Rahmen einer randomisierten kontrollierten klinischen Studie wurden 16 zweiteilige Y-ZPT Implantate mit 15 Titanimplantaten verglichen, es waren nach 24 und 80 Monaten keine signifikanten Unterschiede festzustellen (16, 17). Eine Untersuchung einteiliger ZrO₂ Implantate über acht Jahre zeigt ebenfalls gleichwertige klinische Ergebnisse zu Titanimplantaten (18). Eine retrospektive konsekutive Fallstudie mit einer Verlaufszeit von bis zu fünf Jahren mit ein- und zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten beschreibt eine Erfolgsrate von 92%, sowie eine geringere Affinität zu Plaqueansammlung (15). Brüll et al. untersuchte in einer klinischen Studie insgesamt 121 Y-TZP Implantate in 74 Patienten und Patientinnen, wobei es sich bei 66 Implantaten um ein zweiteiliges System mit adhäsiv befestigtem modifizierbaren Glasfaserabutments und um 55 einteilige Implantate handelte. Die retrospektive Evaluation über drei Jahre zeigte eine kumulative Überlebensrate von 96,5% mit einer gesunden und stabilen Weich- und Hartgewebssituation (19). Eine weitere Kohortenstudie mit einer Anzahl an 52 Untersuchten zweiteiligen Y-TZP Implantaten mit Glasfaseraufbauten dokumentiert eine kumulative Überlebensrate von 95,8% nach 2 Jahren mit Verlust von 2 Implantaten und den Verlust eines weiteren Implantats nach 9 Jahren. Zusätzlich wurde eine hohe Rate an technischen und mechanischen Komplikationen festgestellt, genauer die Fraktur und das Lösen von

Glasfaserabutments. Diese konnten alle durch den Austausch der prothetischen Komponenten behoben werden (20, 21).

Die Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI) hat zusammen mit der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) 2022 eine S3 Leitlinie zur Verwendung von Keramikimplantaten im International Journal of Implant Dentistry veröffentlicht. Sie akkreditiert die Verbesserung der Datenlage zur Verwendung moderner Zirkoniumdioxidimplantate und es wird eine vollständige Empfehlung zur Verwendung einteiliger Implantatsysteme ausgesprochen. Aufgrund der stetig verbesserten Materialeigenschaften und damit verbundenen Produktupdates ist die Verfügbarkeit zuverlässiger klinischer Langzeitdaten, besonders bei zweiteiligen Implantatsystemen, spärlich. Daher wird ihre Verwendung nur nach ausführlicher Aufklärung von Patienten- und Patientinnen empfohlen und es werden weitere Langzeitstudien gefordert (22). Ein Überblick über die Statements und Empfehlungen auf Abbildung 1.

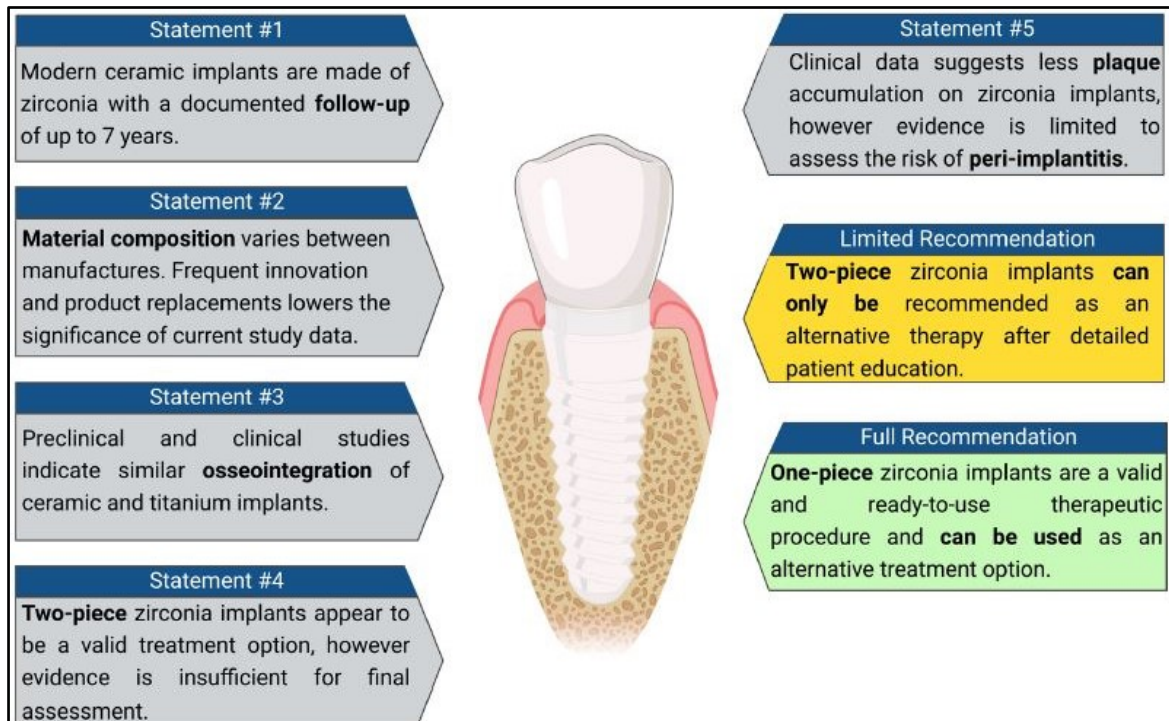


Abbildung 1 Statements und Empfehlungen der S3 Richtlinien (22)

1.3 Klassifikation periimplantärer Erkrankungen und Zustände

Bei biologischen Komplikationen im Zusammenhang mit Zahnimplantaten handelt es sich meist um Entzündungen des Weichgewebes und des Knochens, die Implantate und deren restaurative Komponenten umgeben. Solche Zustände, die als periimplantäre Mukositis und Periimplantitis bezeichnet werden, müssen klar definiert und von einem periimplantären Gesundheitszustand unterschieden werden, damit der Behandler oder die Behandlerin eine korrekte Diagnose stellen und im Erkrankungsfall eine geeignete Behandlungsmethode auswählen kann (23). Die Klassifikation periimplantärer Erkrankungen und Zustände beruht auf dem Konsensbericht, der im Anschluss an den Welt-Workshop für Parodontologie 2017 in Chicago erstellt wurde. Dieser unterscheidet:

- Periimplantäre Gesundheit
- Periimplantäre Mukositis
- Periimplantitis
- Periimplantäre Weich- und Hartgewebsdefizite (24)

1.3.1 Periimplantäre Gesundheit

Voraussetzung für periimplantäre Gesundheit ist die Abwesenheit von klinischen Entzündungszeichen im periimplantären Bereich. Die gesunde periimplantäre Mukosa ist etwa 3 bis 4 mm hoch und enthält einen bindegewebigen Kern, der entweder von keratinisiertem oder nicht keratinisiertem Epithel bedeckt ist. Die periimplantäre Mukosa, welche dem Implantat beziehungsweise dem Abutment zugewandt ist, besteht aus einem „coronalen“ Teil, der vom Sulkusepithel und einem dünnen Saumepithel ausgekleidet ist und einem „apikalen“ Segment, in dem das Bindegewebe in Kontakt mit der Implantatoberfläche steht. Lateral des Sulkusepithels im Bindegewebe befindet sich in der Regel ein kleines Infiltrat von Entzündungszellen. Der intraössaäre Teil des Implantats steht größtenteils mit mineralisiertem Knochen in Kontakt, sowie mit Knochenmark, vaskulären Strukturen und fibrösem Gewebe (24, 25). Jenseits des initialen Remodelling zeigt sich kein krestaler Knochenverlust und keine höheren Sondierungstiefen im Vergleich zu früheren Untersuchungen (23).

1.3.2 Periimplantäre Mukositis

Periimplantäre Mukositis ist definiert als eine entzündliche Läsion der Schleimhaut um ein osseointegriertes Implantat ohne kontinuierlichen marginalen Knochenverlust (26). Sie ist klinisch gekennzeichnet durch das Vorhandensein von Blutung bei leichter Sondierung (Englisch: bleeding on probing, Abkürzung: BOP) und/oder Suppuration (Englisch: suppuration on probing, Abkürzung: SOP), Rötung und Schwellung. Aufgrund der Schwellung oder der Verringerung des Sondierungswiderstands kann eine Zunahme der Sondierungstiefe auftreten. Plaque wird als hauptetiologischer Faktor für die Entstehung beschrieben. Rauchen, Diabetes mellitus und Strahlentherapie sind Risikofaktoren, die damit zusätzlich in Verbindung gebracht werden. Plaque-induzierte periimplantäre Mukositis ist reversibel, die Rückbildung der klinischen Entzündungszeichen kann nach initialer Intervention über drei Wochen dauern (24).

1.3.3 Periimplantitis

Periimplantitis ist ein pathologischer Zustand, der im Gewebe um osseointegrierte Implantate auftritt und durch eine Entzündung der periimplantären Mukosa und einen fortschreitenden Verlust von Stützknochen gekennzeichnet ist (24, 27). Klinisch charakterisiert sie sich, ähnlich zur periimplantären Mukositis, durch Blutung und/oder Suppuration bei leichtem Sondieren, Rötung und Schwellung. Weiters sind erhöhte Sondierungstiefen im Vergleich zu früheren Untersuchungen messbar und ein Knochenverlust, der über das initiale Remodelling hinausgeht. Liegen keine Daten aus vorangegangenen Untersuchungen vor, kann Periimplantitis anhand der Kombination von BOP und/oder SOP, Sondierungstiefen ≥ 6 mm und einem Knocheniveau ≥ 3 mm apikal der koronalen Grenze des intraossären Teils des Implantats diagnostiziert werden (28).

Histologisch beinhalten Periimplantitis-Läsionen eine Vielzahl an Plasmazellen, Makrophagen, sowie Neutrophilen und erstrecken sich apikal des Saumbeziehungswise Taschenepithels. Patienten und Patientinnen mit einer Vorgeschichte von chronischer Parodontitis, mangelhafter Mundhygiene und fehlenden oder irregulären Kontrolluntersuchungen weisen ein erhöhtes Risiko für

die Entstehung auf (24, 27). Es handelt sich um eine Erkrankung multifaktorieller Ätiologie. Um das Auftreten und Fortschreiten biologischer Komplikationen zu verringern, wird bei der Versorgung von Implantaten empfohlen verschraubte Restaurationen zementierten vorzuziehen und Spaltbildungen zwischen Abutment und Krone zu vermeiden. Kronenränder sollen über der Schleimhaut positioniert sein und Weichteildefekte (Vestibulumstiefe, Frenulumtraktion, Narbenbildung) sollten korrigiert werden (29). Ein Durchtrittswinkel von $> 30^\circ$ in Kombination mit einem konvexen Durchtrittsprofil des Abutments/der Restauration und ein eingeschränkter Zugang zur adäquaten Hygiene sind mit einem erhöhten Risiko für Periimplantitis verbunden (30).

1.3.4 Periimplantäre Weich- und Hartgewebsdefizite

Hart- und Weichgewebsdefekte an Implantatpositionen können aus einer Vielzahl von Faktoren resultieren. Sie umfassen natürliche Resorptionsprozesse nach Zahnextraktion, Trauma, Infektionskrankheiten wie Parodontitis, Periimplantitis, sowie endodontische Infektionen. Des Weiteren sind Wachstum und Entwicklung, Ausdehnung des Sinusbodens, anatomische Voraussetzungen, mechanische Überlastung, dünnes Weichgewebe, fehlende keratinisierte Schleimhaut, Fehlpositionierung von Implantaten, Zahnwanderung, lebenslanges Wachstum und systemische Erkrankungen inbegriffen. Für die verschiedenen Faktoren gibt es unterschiedlich viele Belege. Für einige gibt es gut kontrollierte Studien, während für andere wenig wissenschaftliche Belege vorliegen. Es sind weitere Forschungsarbeiten erforderlich, um die Faktoren, die möglicherweise zu Hart- und Weichgewebsdefiziten am Implantat führen, und ihre klinischen Auswirkungen besser zu ermitteln (31).

1.4 Defektmorphologie

Im Rahmen der Periimplantitis treten ossäre Defekte in unterschiedlichen Ausmaßen auf. Die Konfiguration dieser Defekte ist ein wichtiger Faktor bei der Therapiewahl. Gemäß ihrer Morphologie werden sie nach Monje et al. (32) wie folgt klassifiziert (Abbildung 2-4):

- Klasse I: Infraossärer Defekt
 - Klasse Ia: Bukkale Dehiszenz
 - Klasse Ib: 2-3 wandiger Defekt
 - Klasse Ic: Zirkumferentialer Defekt
- Klasse II: Suprakrestaler / horizontaler Defekt
- Klasse III: Kombiniertes Defekt
 - Klasse IIIa: Bukkale Dehiszenz und horizontaler Knochenverlust
 - Klasse IIIb: 2-3 wandiger Defekt und horizontaler Knochenverlust
 - Klasse IIIc: Zirkumferentialer Defekt und horizontaler Knochenverlust

Zusätzlich kann man betroffene Implantate nach dem Schweregrad des Defekts unterteilen, basierend auf der Defekttiefe ab der Implantatschulter und dem Verhältnis zwischen Knochenverlust und Gesamtlänge des Implantats. Es wird unterschieden:

- Grad S: Leicht (Slight); 3-4 mm / < 25% der Implantatlänge
- Grad M: Mäßig (Moderate); 4-5 mm / ≥ 25-50% der Implantatlänge
- Grad A: Fortgeschritten (Advanced); > 6 mm / > 50% der Implantatlänge

Bestimmte patient*innen-, implantat- und positionsspezifische Variablen stehen im Zusammenhang und der Defektmorphologie und dem Schweregrad. Zu diesen Variablen gehören das Alter, Rauchgewohnheiten, Art der prothetischen Versorgung und der Abstand zu benachbarten Implantaten (32).

Eine Identifizierung der Defektmorphologie bietet die Möglichkeit eine Voraussage über den Erfolg unterschiedlicher Therapieverfahren zu treffen. Chirurgisch regenerative Therapien mit dem Ziel der Reosseointegration respektive dem Auffüllen des knöchernen Defekts, um das periimplantäre Weichgewebe zu

stützen und die Ästhetik zu verbessern, sind nicht immer anwendbar. Die Erreichbarkeit dieses Ziels hängt mit der Konfiguration des periimplantären Defekts und der Anzahl der Wände, welche die Läsion umgeben, zusammen. In Situationen, in denen regenerative Verfahren wahrscheinlich nicht zu günstigen Ergebnissen führen, können resektive Eingriffe einen größeren klinischen Nutzen erzielen (33).

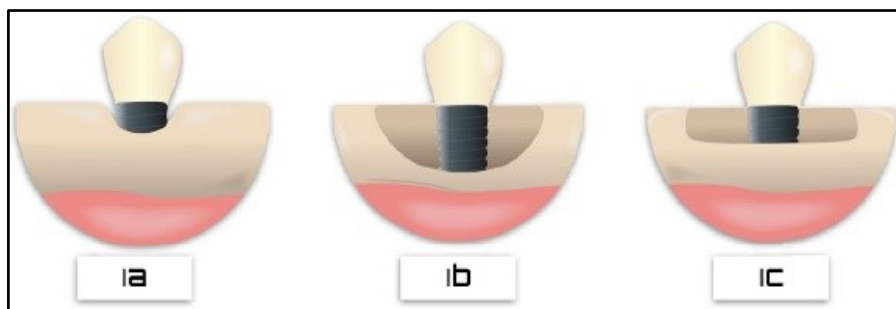


Abbildung 2 Infraossärer Defekt Klasse Ia, Ib, Ic (32)

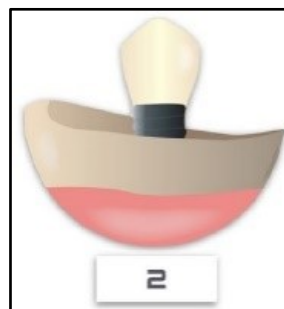


Abbildung 3 Suprakrestaler / horizontaler Defekt Klasse II (32)

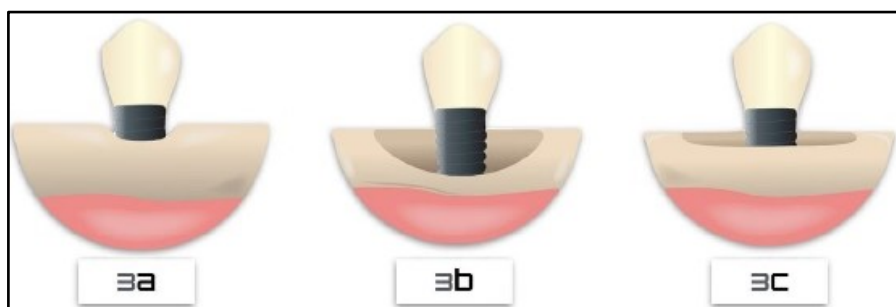


Abbildung 4 Kombiniertes Defekt Klasse IIIa, IIIb, IIIc (32)

1.5 Periimplantitistherapie

Periimplantitis ist eine entzündliche Erkrankung, die auf eine Infektion zurückgeht und eine multifaktorielle Ätiologie aufweist. Bedingungen, die mit ihrer Entwicklung verbunden sind, werden als Risikofaktoren bezeichnet. Es gibt eine Vielzahl von Faktoren, die in Verdacht stehen das Auftreten und Fortschreiten zu fördern (29). Eine Früherkennung der Erkrankung zusammen mit einer frühen Intervention erhöhen die Wahrscheinlichkeit für einen Behandlungserfolg (28).

Insgesamt umfassen die grundlegenden Schritte der Periimplantitistherapie: Infektionskontrolle, nicht-chirurgisches Debridement, resektive oder regenerative chirurgische Eingriffe, falls erforderlich, und Erhaltungstherapie (34).

1.5.1 Nicht chirurgische Therapie

Nach Diagnosestellung gilt es die Entzündung zu beseitigen und eine nicht-chirurgische Therapie ist immer der erste Weg. Motivation zur, sowie ein Zugang für eine optimale Mundhygiene sind entscheidend. Falls der Patient oder die Patientin Raucher/in ist, sollte dieser/e zur Entwöhnung angehalten werden und weitere Risikofaktoren müssen eliminiert werden. Der Patient oder die Patientin erhält im Rahmen der konservativen Therapie ein mechanisches Debridement. Zur Verwendung kommen Pulverstrahlgeräte, Er:YAG Laser, Metallküretten und Ultraschallscaler mit oder ohne Kunststoffhülle. Zusätzliche Maßnahmen wie antiseptische, antibiotische, antimikrobielle, laserunterstützte und probiotische Therapien zeigen nur minimale klinische Verbesserungen (28).

Eine Kombinationstherapie mit mehreren Begleitmaßnahmen zeigt sich vielversprechend um das Ergebnis der nicht-chirurgischen Therapie zu verbessern. Ebenso ist eine Wiederholung der Maßnahmen bei Reevaluierungs- und Kontrollterminen sinnvoll (35). Die initiale konservative Behandlung führt in der Regel zu klinischen Verbesserungen, wie einer Verringerung der Taschentiefe von ≤ 1 mm und einer geringeren Blutungsneigung (28). Wenn nach abgeschlossener initialer nicht-chirurgischer Therapie weiterhin Entzündungszeichen bestehen, sollte eine chirurgische Behandlung in Betracht gezogen werden. In Fortgeschrittenen Fällen ist eine Heilung dadurch auch nicht

vorhersehbar, jedoch ist sie vor chirurgischer Intervention trotzdem zwingend erforderlich. Eine hochwertige Vorbehandlungsphase, einschließlich aller beitragenden Faktoren und begleitender Maßnahmen, ermöglicht eine bessere Beurteilbarkeit, ein günstigeres Behandlungsergebnis und eine verstärkte Compliance der Patienten und Patientinnen für die folgende chirurgische Therapie (35).

1.5.2 Chirurgische Therapie

Grundsätzlich besteht das Hauptziel der chirurgischen Therapie darin einen optimalen Zugang zu schaffen, um entzündetes periimplantäres Gewebe effektiv zu entfernen, sowie den Biofilm und Konkremete von der Implantatoberfläche zu eliminieren. Dies soll die Heilung ermöglichen und ein weiteres Fortschreiten der Erkrankung verhindern (34). Die Wahl der chirurgischen Technik richtet sich unter anderem nach dem Schweregrad der Erkrankung, dem Regenerationspotential des Defekts und den Erwartungen des Patienten oder der Patientin (36).

1.5.2.1 Chirurgische nicht Augmentative Therapien

Chirurgisch nicht Augmentative Therapien sind indiziert bei suprakrestalen Knochendefekten respektive horizontalen Knochenverlust, mit freiliegenden Gewinden in ästhetisch nicht anspruchsvollen Bereichen unter Berücksichtigung der Bedürfnisse von Patienten und Patientinnen. Sie beinhalten allgemein die Reduktion oder Beseitigung pathologischer periimplantärer Taschen, die apikale Positionierung eines Schleimhautlappens oder die Rekonturierung von Knochen mit oder ohne Modifikation der Implantatoberfläche (37). Bestehende Suprastrukturen sollten, wenn möglich, vor dem Eingriff abgenommen werden da sie die Dekontamination, Modifikation und das Lappendesign beeinflussen können. Chirurgisch nicht Augmentative Therapien können auch bei der Behandlung von Perimukositis notwendig sein, im Rahmen von Access-Flap Eingriffen, um etwa persistierende Zementreste entfernen zu können (38).

1.5.2.1.1 Zugangslappen

Zugangslappeneingriffe, auch als Access- oder Open-Flap Debridement bezeichnet, sind ein elementares chirurgisches Verfahren mit dem Fokus die Implantatoberfläche unter Sicht zu säubern und das Weichgewebe, um das betroffene Implantat zu erhalten. In der Regel wird eine intrakrevikuläre Inzision um das betroffene Implantat vorgenommen und sowohl bukkal als auch palatinal/lingual ein Mukoperiostlappen abgehoben. Das entzündete periimplantäre Gewebe wird degranuliert und die Implantatoberfläche dekontaminiert. Anschließend werden die Lappen positioniert und entsprechend vernäht. Eine Dekontamination der Implantatoberfläche allein führt zu keiner Reosseointegration. Der Eingriff zielt darauf ab, die für den Krankheitsprozess verantwortlichen entzündlichen Veränderungen zu beseitigen und die Position des Weichgeweberandes, um das Implantat möglichst zu erhalten. Dies ist nur umsetzbar wenn der periimplantäre Knochenverlust gering ist (39). Dieses Verfahren zeigt eine signifikante Verringerung von ST und BOP (40).

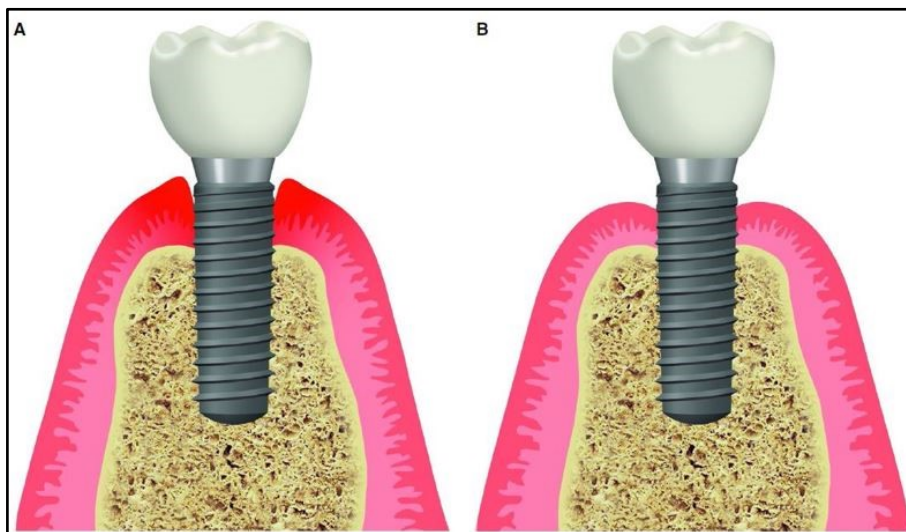


Abbildung 5 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Access Flap Debridement, entnommen aus Schwarz et al. (36)

1.5.2.1.2 Resektive Therapie und Implantoplastik

Die resective Therapie der Periimplantitis zielt darauf ab die Taschentiefe, um ein infiziertes Implantat zu verringern und den Zugang für die häusliche Hygiene zu verbessern (34). Dieser Chirurgische Ansatz umfasst die Reduzierung oder

Beseitigung pathologischer periimplantärer Taschen und die apikale Positionierung des Mukoperiostlappens mit oder ohne Knochenrekonturierung. Indiziert ist der Eingriff bei suprakrestalen Knochendefekten (d.h. horizontalen Knochendefekten) mit freiliegenden Implantatwindungen in ästhetisch wenig anspruchsvollen Bereichen (37). Implantoplastik ist die mechanische Veränderung der Implantatoberfläche. Bei der Implantoplastik werden die freiliegenden Implantatwindungen mechanisch entfernt, um eine glatte Oberfläche zu schaffen, die weniger anfällig für die Ansammlung von Plaque und folglich für eine Reinfektion ist. Die Politur des Gewindes ist in Bereichen angezeigt an denen keine Knochenregeneration zu erwarten ist (suprakrestale oder dehisente Defekte) (36). Unter dem Aspekt der Oberflächenrauheit und der Behandlungsdauer ist die Verwendung von rotierenden Diamantbohrern zur Verringerung der Rauheit, gefolgt von der Verwendung eines Arkansasbohrers, eine optimale Behandlungsoption (41). Die Implantoplastik, als Ergänzung zur chirurgischen Therapie, zeigt sich in retrospektiven Studien wirksam hinsichtlich der Krankheitsbehebung und der Implantatüberlebensrate. Für den Therapieerfolg sind Indikatoren wie die Lage des Implantats, die Morphologie des Defekts, sowie die bukkale Breite der keratinisierten Schleimhaut zu nennen (42).

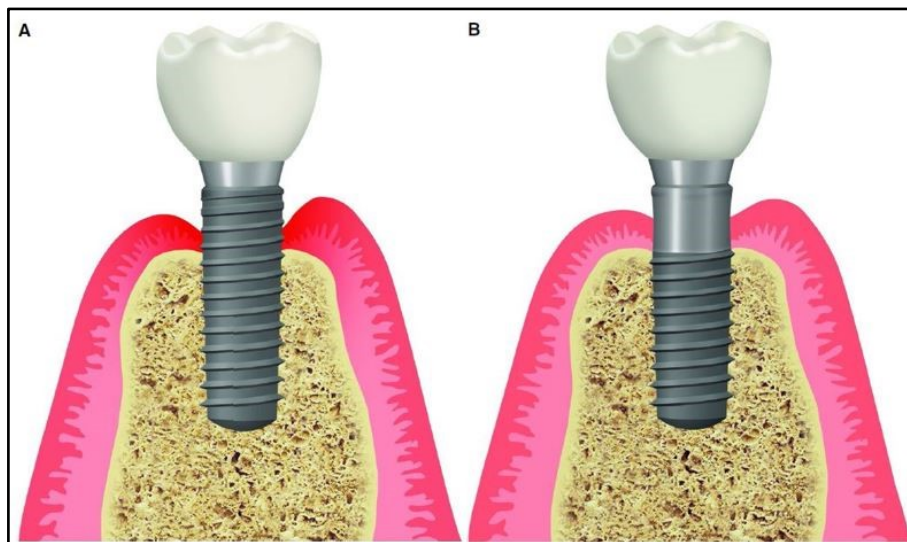


Abbildung 6 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Implantoplastik, entnommen aus Schwarz et al. (36)

1.5.2.2 Augmentativ – regenerativ

Zusätzlich zum Abklingen der periimplantären Entzündung sind Ziele der augmentativen Therapie eine Regeneration des knöchernen Defekts, eine Reosseointegration (neuer Knochen-Implantat-Kontakt) und die Verringerung der periimplantären Weichgewebsrezession. Augmentative Verfahren sollten im Rahmen der Periimplantitis-Therapie bei Implantaten mit intraossären Defekten ab einer Tiefe von 3 mm in Betracht gezogen werden (43). Bei augmentativen Eingriffen werden zahlreiche unterschiedliche Techniken zur Dekontamination der Implantatoberfläche angewandt, darunter mechanische, chemische und Lasertherapie oder deren Kombination. Es gibt keine komparativen Untersuchungen, die einem bestimmten Protokoll den Vorrang zuspricht (44).

Auch unterschiedliche Augmentationsprotokolle kommen zum Einsatz. Sie variieren in ihrer Verwendung verschiedener Knocheneratzmaterialien (autogener, allogener, xenogener Knochen und alloplastische Knochenersatzmaterialien, sowie Titangranulat) als Knochenfüllstoff intraossärer periimplantärer Defekte alleinig appliziert, oder zusätzlich mit einer Barrieremembran für eine Guided bone regeneration (GBR, gelenkte Knochenregeneration). Es werden sowohl resorbierbare als auch nicht resorbierbare Membranen angewandt und teilweise ergänzend Weichgewebstransplantate. Supplementär finden biologisch aktive Materialien Verwendung, wie Schmelzmatrixproteine, Thrombozytenkonzentrate, konzentrierte Wachstumsfaktoren, Xenotransplantate mit nativem morphogenetischem Knochenprotein, vaskulärem endothelialeem Wachstumsfaktor und plättchenreichen Fibrinmembranen. Die Einheilung nach dem Eingriff kann sowohl gedeckt als auch nicht gedeckt ablaufen (36, 45).

Es gibt keine Belege für die Überlegenheit eines bestimmten Materials, Produkts oder einer Membran in Bezug auf den langfristigen klinischen Behandlungserfolg. Die klinischen Ergebnisse der augmentativen Therapie wird vielmehr beeinflusst von Faktoren wie der Morphologie des periimplantären Knochendefekts und den Eigenschaften der Implantatoberfläche (44). Augmentative Behandlungsansätze zeigen bei zirkumferentiellen Defekten bessere Behandlungsergebnisse (ST-Reduktion, CAL-Gewinn) als bei Dehiszenzdefekten. Ebenso wurden bei

Implantaten mit einer mäßig rauen Oberfläche (SLA, sandblasted, large-grit, acid etched) im Vergleich zu solchen mit einer rauen Oberfläche (titanium plasma-sprayed) bessere Resultate in Bezug auf BOP, ST und eine Verringerung des Plaqueindex beschrieben (36).

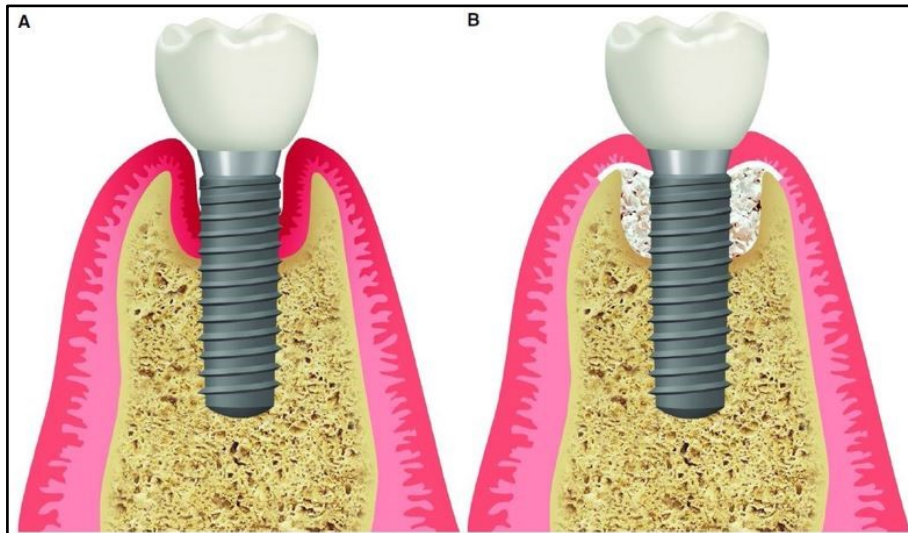


Abbildung 7 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) Augmentativer Therapie, entnommen aus Schwarz et al. (36)

1.5.2.3 Kombinierte Therapie

Ein kombinierter chirurgischer Ansatz wird für periimplantäre Defekte mit suprakrestaler und intraossärer Konfiguration vorgeschlagen, welche häufig bei natürlich auftretenden Periimplantitisstellen zu beobachten sind (46). Diese Behandlung umfasst die Implantoplastik suprakrestal und bukkal exponierter Implantatoberflächen mit anschließender Augmentation der intraossären Defektkomponenten. Dekontamination und Augmentation können, wie bei rein Augmentativ-regenerativer Therapie, nach verschiedenen Protokollen durchgeführt werden (36).

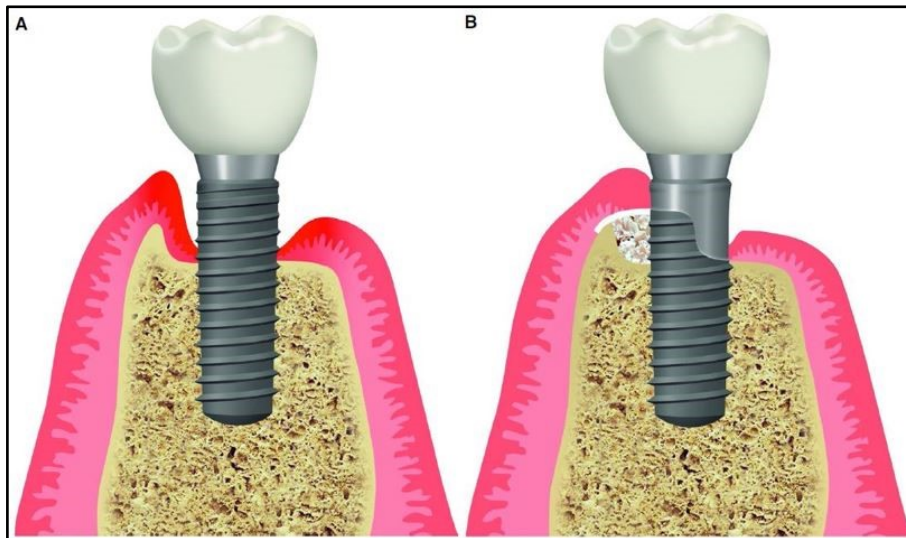


Abbildung 8 Schematische Darstellung vor (A) und nach (B) kombinierter Therapie, entnommen aus Schwarz et al. (36)

1.5.3 Erhaltungstherapie

Allgemein ist die Einhaltung regelmäßiger Kontrolltermine für die Prävention von periimplantären Erkrankungen wichtig. Wenig frequente Wahrnehmung dieser gehen mit einer höheren Prävalenz von periimplantärer Mukositis, Periimplantitis und höheren Implantatverlusten einher (47). Eine regelmäßige unterstützende Nachsorge gefolgt auf eine Periimplantitistherapie, führt zu einer hohen kumulativen Implantatüberlebensrate und einem stabilen periimplantären Knocheniveau. Es wird empfohlen bei Patienten und Patientinnen mit erfolgreicher Periimplantitistherapie ein individuelles Programm zur Erhaltungstherapie durchzuführen, mit professioneller Biofilmentfernung und Reevaluierung, sowie Remotivation häuslicher Maßnahmen. Die Termine sollten je nach Bedarf und Risikoprofil alle 3-6 Monate angesetzt sein (48).

1.6 Debridementmethoden

Es gibt viele unterschiedliche Methoden zum Debridement von Implantatoberflächen. Je nach Methode sind diverse Faktoren zu berücksichtigen, wie die Effizienz, die Auswirkung auf die Oberfläche und das umliegende Gewebe, sowie der Therapieerfolg. Das mechanische Debridement umfasst das supra- und subgingivale Debridement der Implantatoberfläche, der Implantatschulter und des Abutments. Das Hauptziel ist periimplantären Biofilm und Zahnstein zu entfernen, ohne die Implantatoberfläche zu verändern und gesundes periimplantäres Gewebe wiederherzustellen. Zu den mechanischen Debridementsystemen gehören Küretten, Ultraschallgeräte und Pulverstrahlgeräte. Ergänzend zum mechanischen Debridement können antimikrobielle Mittel zum Einsatz kommen wie Antiseptika, lokal applizierte und systemische Antibiotika (39). Chemische Methoden zur Oberflächendekontamination verwenden gezielt Substanzen wie Citronensäure, EDTA (Ethyldiaminetetraacetit Acid), Wasserstoffperoxid oder isotone Kochsalzlösung (49-51).

1.6.1.1 Ultraschallgeräte

Ultraschallscaler werden routinemäßig für das Debridement periimplantärer Läsionen angewendet. Zum Einsatz kommen magnetostriktive und piezoelektrische Ultraschallscaler mit verschiedenen Spitzen. Titanspitzen und PEEK-Spitzen (Polyether-Ether-Keton) werden für die Verwendung an Implantaten vermarktet. Edelsstahlspitzen werden aufgrund ihrer verbreiteten Verfügbarkeit verwendet. Untersuchungen zeigen, dass sowohl die Titan- und PEEK-Spitzen als auch die Edelsstahlspitzen die Oberfläche von Titanimplantaten beschädigen können und Titanpartikel freigesetzt werden (52). Ultraschallgeräte können die Oberflächeneigenschaften von Titanimplantaten in Bezug auf die Oberflächenrauheit oder aufgrund Restpartikel aus dem Material der Instrumentenspitzen verändern. Härtere Spitzenmaterialien wie Stahl und Titan neigen dazu die Oberflächenrauheit von Titan zu verändern wohingegen weichere Materialien, wie Carbon- oder Resinspitzen, Abrieb hinterlassen. Bei PEEK-Spitzen lassen sich beide Vorgänge beobachten, jedoch weniger ausgeprägt als bei den anderen Materialien (53). Titanoberflächen lassen sich durch

Ultraschallscaling leichter beschädigen als Zirkoniumdioxidoberflächen. Eine erhöhte Oberflächenrauheit nach der Behandlung führt zu einer Abnahme der Adhäsion von Epithelzellen an der Oberfläche. Die Anhaftung des Epithelgewebes hat wiederum Einfluss auf das Weichgewebsattachment, das als Barriere gegen das Eindringen von Bakterien dient (54).

1.6.1.2 Küretten

Für das subgingivale Debridement können unterschiedliche Küretten aus verschiedenen Materialien zum Einsatz kommen. In herkömmlicher Verwendung befinden sich Edelstahl, Titan, Carbon, Teflon und Kunststoff. Edelstahlküretten sind härter als Titan und sind daher nur bedingt für die Reinigung von Titanimplantaten geeignet, können aber für andere Materialien wie Titan-Zirkoniumdioxid verwendet werden. Carbon- und Teflonküretten sind weicher als die Implantatoberfläche und können daher bakterielle Ablagerungen entfernen, ohne Schäden zu hinterlassen (39). Die Reinigungswirkung von Kunststoffküretten ist geringer im Vergleich zu Carbonküretten, sowie diversen oszillierenden Geräten bei Titanimplantaten (55). Bei direktem Vergleich zeigt eine Behandlung mit Edelstahlküretten eine größere Veränderung an der Titanimplantatoberfläche als von Titanküretten, grundsätzlich demonstrieren aber beide eine Auswirkung (56).

1.6.1.3 Pulverstrahlgeräte

Bei der Pulverstrahltechnik wird ein abrasives Pulver in einen Druckluftstrom eingebracht mitsamt Wasserirrigation, um eine Oberfläche zu reinigen oder zu polieren (57). Pulverstrahlgeräte haben das Potenzial bakteriellen Biofilm zu unterbrechen, der sich auf Implantaten und implantatgetragenen Restaurationen bildet (58). Ein Hauptfaktor für effektive klinische Anwendung ist der Luftdruck, mit ihm vergrößert sich der Reinigungsbereich. Bei Verwendung eines Pulverstrahlgeräts mit einer subgingivalen Kunststoffdüse reicht der Reinigungseffekt tiefer als die Düse selbst und muss mit ausreichendem Wasserdurchfluss verwendet werden (59). Im Rahmen der nicht chirurgischen Periimplantitistherapie zeigt Pulverstrahlbehandlung eine positive Auswirkung auf

Sonierungstiefen, BOP, SOP, Plaque-Score und Veränderungen des periimplantären marginalen Knochenniveaus in diverser Literatur (57, 58, 60). Aufgrund des geringeren Drucks der subgingivalen Düse und der geringeren Abrasivität ist das subgingivale Pulverstrahlen allein jedoch möglicherweise nicht in der Lage, subgingivalen Zahnstein zu eliminieren. Da zur Entfernung solcher Ablagerungen aggressivere Instrumente wie Küretten oder Ultraschallscaler verwendet werden müssen, ist es in der anfänglichen Therapie alleinig nicht indiziert (57). In Vitro Untersuchungen zeigen bei Verwendung, unabhängig von der Herstellfirma und größtenteils auch von der Defektgeometrie, eine hohe Reinigungseffizienz. Die Anwendung bei chirurgischem Therapieansatz zeigt darüber hinaus ein besseres Ergebnis als bei den nicht-chirurgischen. Eine vollständige Dekontamination der Oberfläche konnte jedoch mit keiner von Tuchscheerer et al. untersuchten Methode erreicht werden (61). Mit den Pulverstrahlgeräten kommen unterschiedliche Pulver zum Einsatz, auf Natriumbicarbonat-, Glycin- oder Erythritolbasis basierende Pulver sind am weitesten verbreitet. Sie unterscheiden sich in ihrer Partikelgröße. Natriumbicarbonat mit den größten Pulverpartikeln zeigt eine größere Wirksamkeit bei der Reinigung von Titanimplantaten, verursacht aber größere Schäden an der Oberfläche. Glycin und Erythritol sind sicherer in der Anwendung in Bezug auf Oberflächenveränderungen, ihre Reinigungsleistung ist jedoch deutlich geringer (62).

1.6.1.4 Titanbürsten

Titanbürsten können zur mechanischen Reinigung der Implantatoberfläche verwendet werden (63). Sie bestehen aus einem Schaft aus rostfreiem Stahl mit Titanborsten und sind für das Debridement im Rahmen der chirurgischen Therapie indiziert. Der Einsatz einer Rundbürste aus Titan zeigt sich effektiver bei der Biofilmentfernung und schonender gegenüber Implantatoberflächen im Vergleich zu Edelstahlküretten (64).

1.6.1.5 Laser

Verschiedene Laser wurden zur Behandlung von Periimplantitis untersucht, dazu gehören unter anderem Erbium-dotierte Yttrium-Aluminium-Granat (Er:YAG) Laser und Diodenlaser (65). Auf Titanimplantaten zeigte der Einsatz des Er:YAG-Lasers Vorteile im Vergleich mit anderen Debridementverfahren. Jedoch können Laser bei falscher Anwendung Schäden auf der Implantatoberfläche verursachen (66).

1.7 Hintergrund und Zielsetzung

Noch vor Fraktur, Überbelastung und Trauma gilt Periimplantitis als die häufigste Ursache für den Spätverlust von Implantaten (67). Implantate aus Zirkoniumdioxid halten Einzug als realistische Alternative zu Titanimplantaten (2, 7, 8, 22). Existierende Publikationen beschreiben die Auswirkungen verschiedener Debridementmethoden an Titanimplantaten (68-71). Die Datenlage zu Zirkoniumdioxidimplantaten ist spärlich und vorhandene Untersuchungen beschränken sich auf Materialproben anstelle am Markt erhältlicher Implantate (72).

Der experimentelle Teil dieser Arbeit befasst sich mit der Auswirkung verschiedener Vorgehensweisen im Rahmen der Periimplantitistherapie auf die Oberflächenintegrität von Zirkoniumdioxidimplantaten. Der Versuchsaufbau basiert auf einer umfassenden Literaturrecherche über die Onlinedatenbank Pubmed. Hautzielgrößen sind der Mittenrauwert (Ra) und die Rautiefe (Rz) der einzelnen Versuchsgruppen, welche mit einer Kontrollgruppe verglichen werden.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign und Ablauf

Im Rahmen einer experimentellen in-vitro Untersuchung wurden Zirkoniumdioxidimplantate (n=32) in vier Gruppen (n=8) aufgeteilt und es wurde das Debridement der Implantatoberfläche bei nicht-chirurgischer, chirurgisch-regenerativer und chirurgisch-resektiver Therapie simuliert. Alle Implantate wurden danach auf Veränderungen an der Implantatoberfläche mit dem Bruker Alicona™ Infinite Focus G5 (Bruker, Alicona Imaging GmbH, Graz, Österreich) untersucht.

2.2 Implantatsystem

Verwendet wurde das Patent™ - Standard zweiteilige Implantatsystem der Zircon Medical AG, Altendorf, Schweiz (ehemals ZV3, Zircon Vision GmbH, Wolfratshausen, Deutschland). Allgemein bietet Patent™ einteilige und zweiteilige Y-TZP Implantate an zusammen mit entsprechenden Prothetikteilen. Die Maße der Untersuchten Implantate sind Tabelle 1 zu entnehmen. Die Implantate wurden steril verpackt zusammen mit den zugehörigen Glasfaseraufbauten geliefert.

Enossaler Durchmesser (D1)	4,1 mm
Plattform Durchmesser (D2)	5,2 mm
Höhe der Ferule (H)	1,6 mm
Länge (L)	11 mm

Tabelle 1 Abmessungen der Implantate

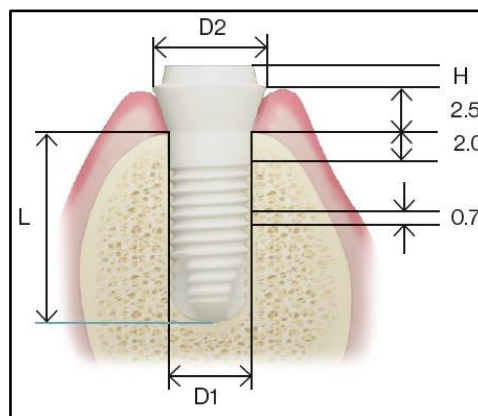


Abbildung 9 Abmessungen der Implantate, entnommen der Broschüre der Herstellfirma

2.3 Einbettung

Zweiunddreißig Implantate wurden in Pattern Resin LS eingebettet, mit den ersten vier Windungen freiliegend. Um alle Implantate ident einzubetten, wurde eine Hilfskonstruktion angefertigt. Diese bestand aus einer Überkonstruktion aus Holz mit einer zentralen Bohrung im Durchmesser des Glasfaser-Abutments. Das Abutment wurde befestigt und diente zur exakten Fixierung der einzelnen Implantate an der Überkonstruktion. Die Basis wurde aus einem C-Silikon (Optosil® Comfort® putty) gefertigt mit einer quadratischen Aussparung (10 x 10 mm). Die Aussparung wurde mit Pattern Resin LS (GC) befüllt und die Überkonstruktion aufgesetzt und nach dessen Erhärten das eingebettete Implantat entnommen.



Abbildung 10 Überblick Implantateinbettung

2.4 Versuchsaufbau

Zweiunddreißig eingebettete Implantate werden in vier Gruppen unterteilt, zu je acht Implantaten inbegriffen einer Kontrollgruppe (Gruppe 0 / unbehandelte Oberflächen). Die Leistungseinstellungen des Ultraschallscalers mit den jeweiligen Spitzen, sowie für das Pulverstrahlgerät mit den entsprechenden Düsen, wurden an die Richtlinien der Herstellfirma angepasst (EMS Electro Medical Systems GmbH; <https://www.ems-dental.com>; Bedienungsanleitung – AIR-FLOW® handy 3.0 Perio; Anwendungsempfehlungen – Guided biofilm therapy). Der Druck wurde in regelmäßig mit einer Waage geprüft und die Zeit mit einer Stoppuhr erfasst, die Instrumentierung aller Implantate erfolgte durch dieselbe Behandlerin.

2.4.1 Nicht chirurgische Therapie – Gruppe 1

Das Debridement erfolgte nach nachstehendem Ablauf (34, 35):

1. Ultraschallscaler mit PEEK-Spitze

Verwendet wurde ein piezoelektrischer Ultraschallscaler (PIEZON®, EMS) mit Polyetheretherketon Spitze (PI, EMS) unter maximaler Wasserirrigation und einer Intensität von 70-100%. Jedes Implantat wurde für eine Minute instrumentiert unter einem Druck von 25 -100g (52, 68, 73-76).

2. Titankürette

Mit einer Titankürette (Implant Instrument AE II B5-6X, American Eagle Instrument Inc.) wurden eine Minute lang überlappende Hübe durchgeführt, mit einem moderaten Druck von etwa 100-300g. Der Arbeitswinkel wurde tangential zur Oberfläche gewählt und der Bearbeitungsbereich um die gesamte Zirkumferenz der freiliegenden Windungen (39, 55, 56, 74, 75).

3. Pulverstrahlgerät mit subgingivaler Düse und Erythritolpulver

Die Implantate wurden mit einem Pulverstrahlgerät unter Verwendung eines Pulvers auf Erythritol-Basis (Airflow® Plus, EMS; Korngröße 14 µm) behandelt, appliziert durch ein Handstück mit einer Kunststoffdüse (maximale Wasserirrigation, 75% Pulverluftdruck). Die Düse (Perioflow®, EMS) verfügte über einen trilateralen Pulverausgang und einen apikalen Wasserstrahl und wurde tangential zur Oberfläche für eine Minute über die gesamte Zirkumferenz der freiliegenden Windungen, fünf Sekunden pro Stelle geführt (62, 74, 75, 77).

2.4.2 Chirurgisch regenerative Therapie – Gruppe 2

Das Debridement erfolgte nachstehendem Ablauf (34, 38, 63):

1. Ultraschallscaler mit Stahlspitze

Es wurde ein Ultraschallscaler mit einer Edelstahlspitze (PS, EMS) verwendet mit einer Intensität von 70-100% und maximaler Wasserirrigation. Mit der seitlichen Arbeitsfläche wurde jedes Implantat eine Minute lang instrumentiert unter einem Druck von 25-100g (52, 68, 74-76).

2. Graceykürette aus Edelstahl

Eine Minute lang wurden überlappende Hübe durchgeführt mit einem moderaten Druck von etwa 100-300g. Der Arbeitswinkel wurde nahezu tangential zur Oberfläche und der Bearbeitungsbereich um die gesamte Zirkumferenz der freiliegenden Implantatwindungen gewählt (39, 56, 74, 75)

3. Pulverstrahlgerät mit supragingivaler Düse und Natriumbicarbonatpulver

Verwendet wurde ein Pulverstrahlgerät mit supragingivaler Düse (Airflow[®], EMS) mit einem Pulver auf Natriumbicarbonatbasis (Airflow[®] Classic Comfort, EMS; Korngröße 40 µm). Die Düsenspitze wurde in einem Winkel von 30-60° und mit einem Abstand von 3-5mm zum Implantat, eine Minute lang gleichmäßig um die gesamte Zirkumferenz der freiliegenden Windungen bewegt, unter maximaler Wasserirrigation und 75% Pulverluftdruck (62, 63, 68, 74, 75).

2.4.3 Chirurgisch resektive Therapie – Gruppe 3

Es wurde an den freiliegenden Windungen der Implantate eine Implantoplastik vollzogen. Die Durchführung erfolgte nach dem von Ramel et al. beschriebenen Protokoll: Die Implantatoberfläche wird mit drei rotierenden Diamantbohrern (200.000 U/min) in abnehmender Rauigkeit und einem Arkansas-Bohrer (20.000 U/min) unter reichlicher Wasserirrigation und moderatem Druck bearbeitet. Die Poliersequenz beginnt mit einem Diamantbohrer mit einer Körnung von 106 µm, gefolgt von 40 µm und 15 µm. Abschließend folgte die Endpolitur mit einem Arkansasbohrer. Die freiliegenden Makrowindungen wurden solange poliert bis sie ebenmäßig bearbeitet aussahen und das Prozedere fortgesetzt bis zum feinsten Instrument (41).



Abbildung 11 Waage zur Druckkalibrierung

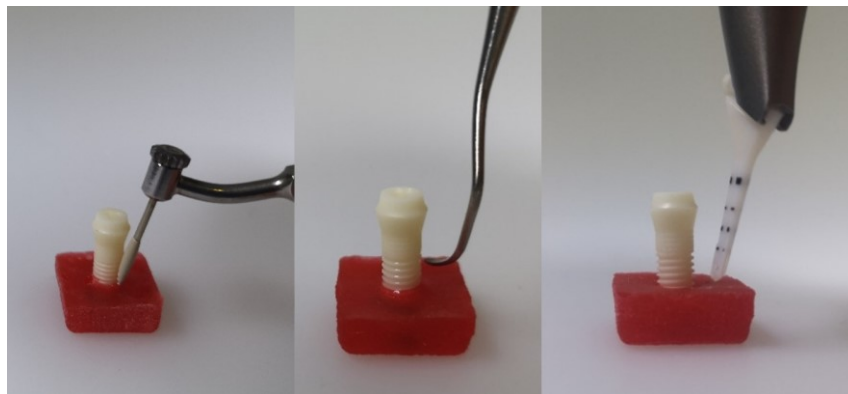


Abbildung 12 Abfolge Instrumentation Gruppe 1

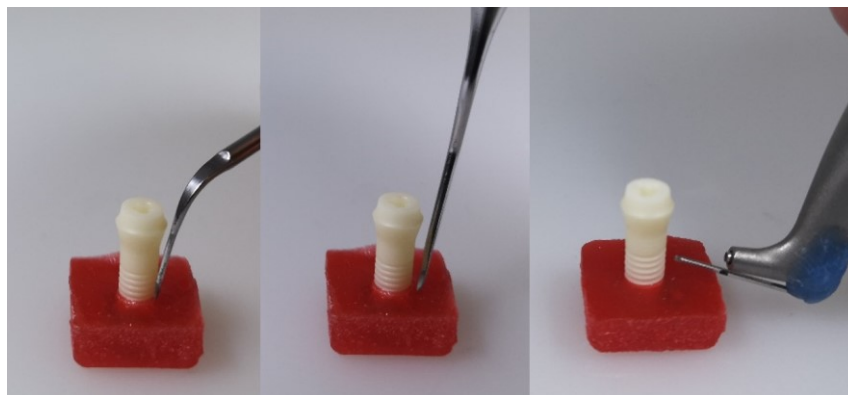


Abbildung 13 Abfolge Instrumentation Gruppe 2

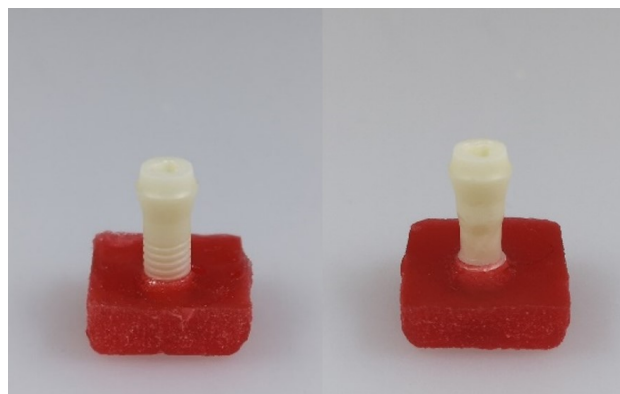


Abbildung 14 Implantat vor und nach Implantoplastik, Gruppe 3

2.5 Alicona Infinite Focus G5

Das Alicona™ Infinite Focus G5 (Bruker, Alicona Imaging GmbH, Graz, Österreich) ist ein optisches 3D Oberflächenmessgerät, mit dem berührungsloses Messen möglich ist. Es sind hochauflösende Messungen von Form und Rauheit bis zu einer vertikalen Auflösung von 10nm möglich. Es wurden Bildfeldaufnahmen der Implantatoberflächen mit einer Vergrößerung von 20x erstellt. Anschließend erfolgte der Formabzug des erstellten 3D Datensatzes, die Anpassung der Referenzebene und schließlich die Messung der Profilrauheit.

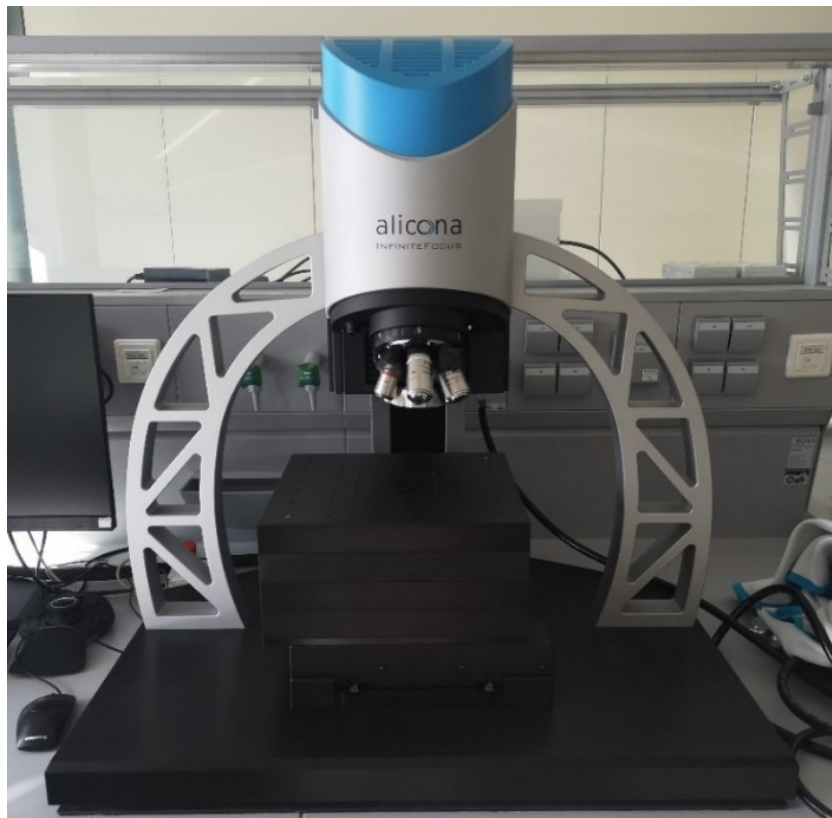


Abbildung 15 Alicona Infinite Focus G5

2.5.1 Auszug aus den Aufnahmen

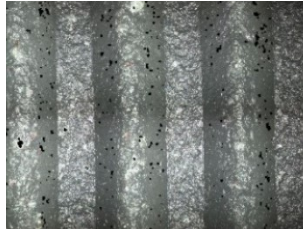


Abbildung 16 Gruppe 0 (Probe 061FR)

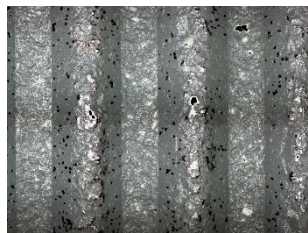


Abbildung 17 Gruppe 1 (Probe 172FR)



Abbildung 18 Gruppe 2 (Probe 242FR)

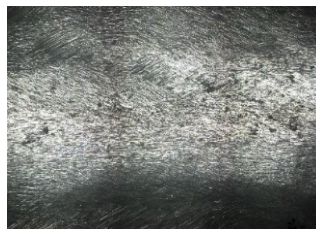


Abbildung 19 Gruppe 3 (Probe 361FR)

2.5.2 Profilrauheitsparameter

Rauheit beschreibt den Grad der Unebenheit einer Oberfläche. Begriffe der Oberflächenrauheit werden in der DIN EN ISO 4287 zur Beschreibung der Oberflächenbeschaffenheit definiert. Hierzu gehören auch Ra, die mittlere Rauheit des Profils, und Rz, die gemittelte Höhe des Rauheitsprofils. Die mittlere Rauheit Ra, auch Mittenrauwert genannt, ist ein rechnerischer Mittelwert aller Abweichungen eines Rauheitsprofils von der mittleren Linie entlang einer Bezugsstrecke, kurz ein Integral des absoluten Wertes des Rauheitsprofils. Ra ist einer der am häufigsten verwendeten Rauheitsparameter. Bei der gemittelten Höhe des Rauheitsprofils Rz, auch Rautiefe genannt, handelt es sich um den Mittelwert aus Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgenden Einzelmessstrecken im Rauheitsprofil. Das bedeutet in jedem der fünf Messabschnitte werden die Extremwerte (R_{z1} - R_{z5}) zu einer Spannweite addiert und dann durch die Anzahl der Messabschnitte dividiert.

$$Ra = \frac{1}{Lr} \int_0^{Lr} |zx| dx$$

Formel 1 zur Berechnung der mittleren Rauheit (Ra)

$$Rz = \frac{1}{5} (R_{z1} + R_{z2} + R_{z2} + R_{z3} + R_{z4} + R_{z5})$$

Formel 2 zur Berechnung der Rautiefe (Rz)

Bei der durchgeführten Profilrauheitsmessung wurde das Profil eines definierten Pfades extrahiert und im Messmodul die Rauheitswerte Ra und Rz ermittelt. Pro Implantat der Gruppen 0-2 wurden je vier Messungen (Gewindeoberkante, -tal und -schräge mit einer Pfadlänge von 1 mm, sowie eine Messung vertikal von 0,7 mm Länge) an zwei konträren Seiten durchgeführt. An den Implantaten der Gruppe 3 erfolgten drei Messungen, zwei horizontal mit einer Pfadlänge von 1 mm und eine vertikal mit 0,7 mm, wieder an je zwei Seiten pro Implantat.

3 Ergebnisse – Resultate mit graphischen Darstellungen

Insgesamt wurden 240 Messungen an 5 verschiedenen Messtellen durchgeführt. Die vier Gruppen von je acht Implantaten sind in der Auswertung wie folgt benannt:

- Gruppe 0: unbehandelte Kontrollgruppe
- Gruppe 1: nicht chirurgischer Versuchsaufbau
- Gruppe 2: chirurgisch-regenerativer Versuchsaufbau
- Gruppe 3: chirurgisch-resektiver Versuchsaufbau (Implantoplastik)

3.1 Deskriptive Statistik

Die in den Versuchsgruppen und der Kontrollgruppe gemessenen Mittenrauwerte (R_a) und Rautiefen (R_z) sind mit ihren Mittel-, Minium- und Maximumwerten, sowie der Standardabweichung in den Tabellen 2 und 3 aufgeführt. Eine zusätzliche Aufteilung findet mittels ihrer Messstellen statt. Die Gruppen 0-2 werden geteilt in den jeweiligen Messpfad: Q vertikal, T Gewindeoberkante, V Gewindetel und W Gewindeschräge. Für die Gruppe 3 eigens L für den horizontalen Messpfad und wie in den restlichen Gruppen Q für vertikal.

Die Durchschnittswerte der Gruppe 3 mit $0,19\ \mu\text{m}$ und $0,27\ \mu\text{m}$ (R_a), sowie $0,93\ \mu\text{m}$ und $1,55\ \mu\text{m}$ (R_z) fallen am niedrigsten aus. Es folgt der Mittenrauwert der Gruppe 0 im Gewindetel mit $0,91\ \mu\text{m}$. Die höchsten durchschnittlichen Mittenrauwerte zeigen die vertikalen Messungen (Q) in der Gruppe 2 mit $3,31\ \mu\text{m}$ vor den Gruppen 1 ($3,16\ \mu\text{m}$) und 0 ($3,05\ \mu\text{m}$). Ebenfalls lassen sich die höchsten Rautiefen bei den vertikalen Messungen finden, an der Spitze Gruppe 2 mit $18,64\ \mu\text{m}$ danach Gruppe 0 ($18,49\ \mu\text{m}$) und Gruppe 1 ($18,39\ \mu\text{m}$). Mit Exklusion der Gruppe 3 zeigt die Gruppe 0 die niedrigsten Rautiefen im Gewindetel ($5,01\ \mu\text{m}$) und an der Gewindeoberkante ($5,48\ \mu\text{m}$) vor der Gruppe 1 im Gewindetel mit $5,92\ \mu\text{m}$.

Ra [μm]						
Stelle	Gruppe	N	Min	Max	Mittelwert	Stabw.
L (horizontal)	3	32	0,20	0,43	0,27	0,06
Q (vertikal)	0	16	2,36	3,76	3,05	0,32
	1	16	2,38	3,62	3,16	0,42
	2	16	2,84	3,78	3,31	0,29
	3	16	0,13	0,32	0,19	0,05
T (Gewindeoberkante)	0	16	0,51	1,30	0,95	0,25
	1	16	0,54	1,64	1,09	0,30
	2	16	0,87	1,44	1,19	0,16
V (Gewindetal)	0	16	0,55	1,17	0,91	0,18
	1	16	0,55	1,46	1,09	0,31
	2	16	0,78	1,42	1,16	0,22
W (Gewindeschräge)	0	16	1,59	3,01	2,41	0,37
	1	16	1,48	2,82	2,27	0,40
	2	16	2,01	3,20	2,54	0,34

Tabelle 2 Ra geteilt in Stellen und Gruppen

Rz [μm]						
Stelle	Gruppe	N	Min	Max	Mittelwert	Stabw.
L (horizontal)	3	32	1,04	2,27	1,55	0,31
Q (vertikal)	0	16	13,90	21,93	18,49	2,11
	1	16	15,06	20,53	18,39	1,71
	2	16	16,89	20,87	18,64	1,24
	3	16	0,71	1,27	0,93	0,18
T (Gewindeoberkante)	0	16	3,63	7,59	5,48	1,21
	1	16	3,34	8,78	6,30	1,51
	2	16	5,62	8,64	6,89	0,88
V (Gewindetal)	0	16	3,63	5,75	5,01	0,71
	1	16	3,93	7,85	5,92	1,20
	2	16	4,72	8,84	6,79	1,29
W (Gewindeschräge)	0	16	9,84	17,06	13,95	1,97
	1	16	8,16	18,05	13,46	2,66
	2	16	12,48	17,87	14,78	1,40

Tabelle 3 Rz geteilt in Stellen und Gruppen

3.2 Statistischer Vergleich

Die Gruppen werden innerhalb der jeweiligen Messstellen mit einer Einfaktoriellen Varianzanalyse verglichen. Bei der Stelle L und Q ist kein Gruppenvergleich möglich. Die Varianzanalyse liefert einen Signifikanzwert p . Ist dieser kleiner als 0,05 (< 5% Irrtumswahrscheinlichkeit), so gibt es zumindest zwischen zwei der vier Gruppen einen signifikanten Unterschied. Ein weiterer Test (Tukey post hoc Test) zeigt, wie sich die Gruppen genau unterscheiden.

Ra [μm]		
Stelle	Signifikanz p	Tukey Post hoc Test
Q (vertikal)	$p < 0,001$	Grp. 3 < Grp. 0, 1, 2 ($p < 0,001$)
T (Gewindeoberkante)	$p = 0,027$	Grp. 0 < Grp. 2 ($p = 0,021$)
V (Gewindetal)	$p = 0,012$	Grp. 0 < Grp. 2 ($p = 0,011$)
W (Gewindeschräge)	$p = 0,133$	nicht signifikant

Tabelle 4 Statistischer Vergleich Ra

Rz [μm]		
Stelle	Signifikanz p	Tukey Post hoc Test
Q (vertikal)	$p < 0,001$	Grp. 3 < Grp. 0, 1, 2 ($p < 0,001$)
T (Gewindeoberkante)	$p = 0,009$	Grp. 0 < Grp. 2 ($p = 0,006$)
V (Gewindetal)	$p < 0,001$	Grp. 0 < Grp. 2 ($p < 0,001$)
W (Gewindeschräge)	$p = 0,203$	nicht signifikant

Tabelle 5 Statistischer Vergleich Rz

Zwischen den Gewindeschrägen (Messpfad W) der Gruppen 0, 1 und 2 konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der mittleren Rauheit (Ra) und der gemittelten Höhe des Rauheitsprofils (Rz) festgestellt werden. Es besteht ein hochsignifikanter Unterschied ($p < 0,001$) des Messpfads Q in Hinblick auf Ra und Rz der Gruppe 3 gegenüber den restlichen Gruppen. Weiters trifft dies auch auf Rz des Messpfades V der Gruppe 0 im Vergleich zur Gruppe 2 zu. Statistisch signifikant ($p < 0,05$) zeigen sich im Vergleich die Gruppen 0 und 2 im Bereich der Gewindeoberkante sowohl in der mittleren Rauheit als auch der Rautiefe und weiters auch in der mittleren Rauheit des Gewindetals.

Abbildung 20 und Abbildung 21 zeigen die graphische Darstellung der Ergebnisse der verschiedenen Versuchsgruppen aufgeteilt in ihre Messstellen als Whisker-Plot.

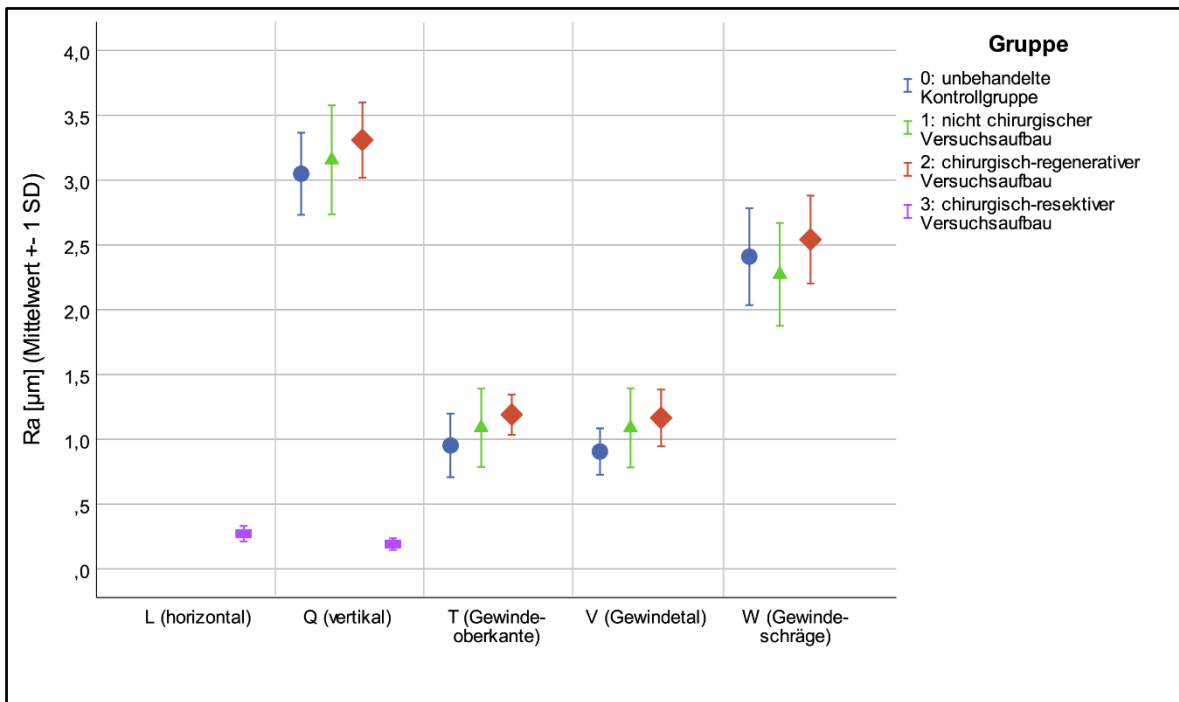


Abbildung 20 Whisker-Plot der mittleren Rauheit und ihrer Standardabweichungen in den verschiedenen Gruppen

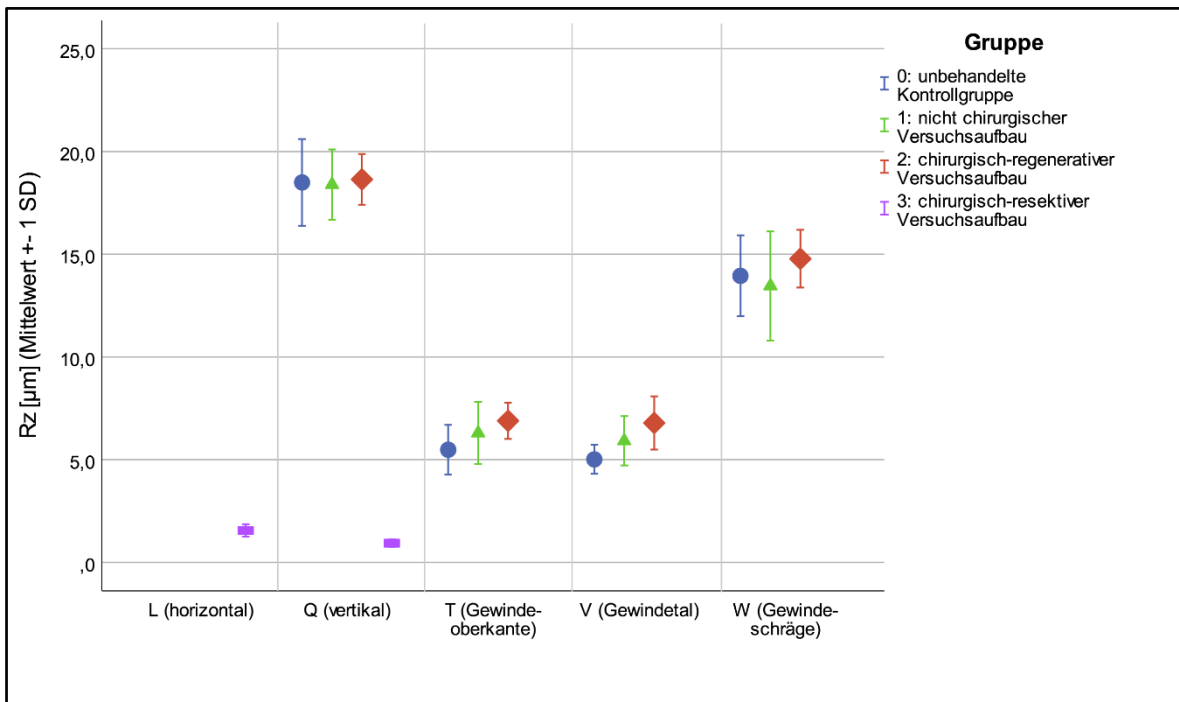


Abbildung 21 Whisker-Plot der Rautiefe und ihrer Standardabweichungen in den verschiedenen Gruppen

4 Diskussion

In dieser In-vitro Untersuchung wurden die Veränderungen in der Oberflächenbeschaffenheit von Y-TZP Implantatoberflächen, eines kommerziell auf dem Markt befindlichen Implantatsystems, nach der Behandlung drei verschiedener Protokolle bewertet. Die Gruppe 1 simulierte das Debridement bei nicht chirurgischer Periimplantitistherapie unter Verwendung von Titanküretten, Ultraschallscaler mit PEEK-Spitze und eines Pulverstrahlgerätes mit subgingivalem Aufsatz und Erythritolpulver. Die Gruppe 2 einen chirurgisch regenerativen Ansatz mit Debridement durch Edelstahlküretten, Ultraschallscaler mit Edelstahlspitze und Pulverstrahlgerät mit Natriumbicarbonatpulver. Zuletzt ein chirurgisch resektiver Ansatz bei Gruppe 3 anhand Durchführung einer Implantoplastik mit Diamantbohrern absteigender Körnung und abschließend eines Arkansasbohrers.

Vergleicht man die Gruppen 1 und 2 mit der Kontrollgruppe (Gruppe 0), zeigt die Kontrollgruppe in allen Messbereichen die niedrigste mittlere Rauheit (Ra) und Rautiefe (Rz), ausgenommen im Bereich der Gewindeschräge. Mögliche Ursachen könnten persistierende Erythritolpulverreste oder Partikel der PEEK-Spitze sein. Die getesteten Protokolle führten zu unterschiedlichen Veränderungen der Oberflächenrauheit, die je nach Bereich variierten. Dieses Ergebnis deckt sich mit Untersuchungen an Titanimplantaten (68). Die Unterschiede im Bereich der Gewindeschräge sind jedoch nicht in einem signifikanten Ausmaß. Zusätzlich beeinflusst die Gewindegeometrie zusammen mit der Defektmorphologie die Wirksamkeit und den Zugang von Instrumenten und Geräten zur Dekontamination (78, 79).

Die Gruppe 2 zeigt im Vergleich zur Kontrollgruppe sowohl an der Gewindeoberkante als auch dem Gewindetal signifikante Unterschiede. Sie zeigt eine Oberflächenrauheit von 1,19 μm / 6,89 μm (Ra / Rz) an der Oberkante und 1,16 μm / 6,79 μm (Ra / Rz) im Tal, gegenüber die Gruppe 0 mit 0,95 μm / 5,84 μm (Ra / Rz) an der Oberkante und 0,91 μm / 5,01 μm (Ra / Rz) im Tal. Die Werte der Gruppe 1 liegen zwischen Gruppe 2 und der Kontrollgruppe. Dasselbe Muster

findet man auch bei den vertikalen Messungen (Q). Dies lässt sich durch die invasiveren Methoden der Gruppe 2 erklären.

Ein Vergleich von Pulvern aus Natriumbicarbonat, Glycin und Erythritol bezüglich ihrer Reinigungskapazität und Auswirkung auf die Oberfläche von Titanimplantaten zeigten, dass größere Pulverpartikel, wie die von Natriumbicarbonat, eine höhere Effektivität bei der Oberflächenreinigung haben. Sie verursachten aber auch stärkerer Schäden an den Implantatoberflächen. Glycin und Erythritol führten nur zu geringfügigen Veränderungen der Oberflächenrauheit, ihre Reinigungskapazität war jedoch deutlich geringer (62).

Weitere Untersuchungen an Titanimplantaten zeigten eindeutige oberflächenschädigende Auswirkungen nach dem Debridement mit Edelstahlküretten und Ultraschallscalern mit Edelstahlspitze, unabhängig der Defektmorphologie. Das Debridement mit Pulverstrahlgerät, Kürette oder Ultraschallscaler allein konnte keine vollständige Oberflächenreinigung erzielen. Das Reinigungspotenzial nahm jedoch mit der Defektgröße zu. Ein Pulverstrahlgerät mit Glycinpulver zeigte nur geringe bis keine Veränderungen der Oberflächentopografie. Allerdings können harte subgingivale Beläge mit einem Pulverstrahlgerät nicht entfernt werden und Küretten und Ultraschallscaler müssen ungeachtet des Schadenspotenzials verwendet werden (69-71).

Eine weitere in-vitro Untersuchung an Titanimplantaten bewertete die Oberflächentopografie und -rauheit nach Instrumentierung mittels fünf gängiger Dekontaminationsmethoden. Von ihnen zeigte der Ultraschallscaler mit Edelstahlspitze die ausgeprägtesten makroskopischen Veränderungen, während seine Anwendung mit PEEK-Spitze nur geringfügige Veränderungen verursachte. Die Oberflächenrauheit nahm bei beiden Spitzen nur im Gewindebereich deutlich zu, während sie in den Talbereichen unverändert blieb. Testprotokolle mit Glycin basierten Pulverstrahlgerät und zwei Arten von Titanbürsten führten zu einer deutlichen Abnahme der Oberflächenrauheit sowohl im Gewinde- als auch im Talbereich (68). Eine Abnahme der Oberflächenrauheit konnte in der hier

durchgeführten Untersuchung, innerhalb der Gruppen 1 und 2, nur in einem nicht signifikanten Ausmaß im Bereich der Gewindeschräge verzeichnet werden.

Eine In-Vitro-Studie aus dem Jahr 2021 befasste sich mit den Auswirkungen verschiedener physikalischer Dekontaminationsmethoden und der anschließenden bakteriellen Adhäsion auf Y-TZP Scheiben, welche zuvor mit 40%iger Flusssäure geätzt wurden. Es kamen Titanküretten, Plastikküretten, Ultraschallscaler mit Edelstahlspitzen und ein Pulverstrahlgerät mit Glycinpulver als Dekontaminationsmethoden zum Einsatz. Durch das Pulverstrahlgerät und die Kunststoffküretten konnten nur minimale Oberflächenveränderungen erfasst werden. Es wurde ein signifikanter Unterschied in der Oberflächenrauheit zwischen der Ultraschallscaler- und Kontrollgruppe festgestellt. Sowohl die Ultraschallscaler als auch die Titanküretten hinterließen Ablagerungen in Form metallischer Rückstände auf den Y-TZP Scheiben, welche durch Röntgenspektroskopie bestätigt wurden. Diese könnten potenziell biologische und ästhetische Probleme darstellen, es sind jedoch weitere Untersuchungen dahingehend erforderlich. Zwischen allen Behandlungsgruppen wurde kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die bakterielle Adhäsion festgestellt (75).

Bei den im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Implantaten der Versuchsgruppe 2 zeigte keine der gemessenen Oberflächen eine mittlere Rauheit höher als 3,31 μm . Eines der Ziele der Augmentativ-regenerativen Therapie ist die Reosseointegration. In einer Studie von Munro et al. wurde die Reaktion präosteoblastischer Zellen von Mäusen auf sandgestrahlte Zirconiumdioxid (Y-TZP) und Titan (CpTi) Proben verglichen. Die Oberflächenbehandlung durch Sandstrahlen mit Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3), führte zu einer Oberflächenrauheit von 3,36 μm für Y-TZP und 3,41 μm für CpTi. Die Benetzbarkeit, Zellproliferation und Lebensfähigkeit unterschieden sich nicht signifikant zwischen den beiden Materialien. Jedoch zeigte die Y-TZP im Vergleich zu CpTi eine verbesserte Zellausbreitung und eine deutlich höhere Migrationsrate. Das Sandstrahlen der Zirconiumdioxidoberfläche kann eine Phasenumwandlung auslösen, weshalb weitere Untersuchungen der mechanischen Auswirkung notwendig sind. Insgesamt bestätigte die Studie die Biokompatibilität der sandgestrahlten Y-TZP

Oberfläche und ihr Osseointegrationspotenzial aufgrund der verbesserten zellulären Reaktion (5).

Eine weitere Untersuchung zu Oberflächenveränderungen und bakterieller Adhäsion auf Implantat-Abutment Materialien nach verschiedenen klinischen Reinigungsverfahren stellte Titanküretten, Carbonküretten, Ultraschallscaler mit Carbonspitzen und ein Pulverstrahlgerät mit Glycinpulver gegenüber. Für den Vergleich zwischen Titan Grad 4 und Yttrium-stabilisierten tetragonalen Zirconiumdioxid als Abutmentmaterial wurden polierte Materialproben verwendet. Unter den Titanproben zeigte die Gruppe der Titanküretten signifikante Veränderungen der Oberflächenmorphologie, einen höheren Ra-Wert, eine höhere Hydrophilie, eine höhere freie Oberflächenenergie und eine höhere optische Dichte der anhaftenden Bakterien. Im Gegensatz zu den Titanproben waren die Unterschiede der Zirconiumdioxidproben zwischen den Gruppen in Bezug auf Oberflächenmorphologie, Ra und bakterieller Adhäsion nicht signifikant (80).

Die Oberflächenbeschaffenheit nach Implantoplastik (Gruppe 3) zeigt sich im Vergleich zu den restlichen Gruppen (0, 1 und 2) hochsignifikant weniger rau bei Vergleich der vertikalen Messungen, sowohl in der mittleren Rauheit als auch in der Rautiefe. Eine glatte Implantatoberfläche ist wichtig für die Anheftung von Epithelzellen. Hu et al. verglich die Veränderungen der Oberflächenmorphologie nach mechanischer Reinigung und die Auswirkungen von Oberflächenveränderungen auf das epitheliale Attachment. Durchgeführt wurden in-vitro Versuche an Titan- und Zirconiumdioxid-Scheiben, sowie eine Tierversuchsreihe mit zwei Arten schraubenförmiger Versuchsimplantate aus Titan und Zirconiumdioxid an Ratten. Die Materialproben simulierten die Oberflächenbeschaffenheit im Bereich der Implantatschulter. Verglichen wurden Titanküretten, Edelstahlküretten, Ultraschallscaler, Titanbürsten und ein Pulverstrahlgerät mit Glycinpulver mit einer Kontrollgruppe. Die mit dem Pulverstrahlgerät bearbeitete Gruppen wiesen die geringste Oberflächenschädigung auf und war am ähnlichsten zur Kontrollgruppe. In allen Versuchsgruppen waren Veränderungen festzustellen, sowohl bei Titan als auch

Zirconiumdioxid. Die Gruppen mit der höchsten Rauheit waren jene der Titanbürsten, diese zeigten auch die geringste Anzahl anhaftender Epithelzellen und die geringste Aggregation. Wohingegen man bei der Kontroll- und Pulverstrahlgruppe mit der geringsten Rauheit eine deutlich bessere Adhäsion, Aggregation und Ausdehnung der Epithelzellen beobachten konnte (74).

Mit dem von Ramel et al. übernommenen Protokoll zur Implantoplastik wurde eine maximale mittlere Rauheit von 0,43 μm und maximale Rautiefe von 2,27 μm erzielt. Er selbst beschreibt einen Durchschnittswert Ra von 3,9 μm und Rz 3,19 μm an Titanimplantaten (41). Die Phasenumwandlung bei Zirconiumdioxidimplantaten ist viel diskutiert. Sie wird unter anderem durch Hitze katalysiert, welche auch beim Beschleiff der Oberfläche entstehen kann. Bei ordnungsgemäßer Kühlung kommt es bei der Implantoplastik an Titanimplantaten nicht zu einem übermäßigen Temperaturanstieg, der das Weichgewebe oder den Knochen um das behandelte Implantat herum schädigen könnte (81). Ähnliche Untersuchungen zu Zirconiumdioxidimplantaten konnten im Rahmen der Literaturrecherche nicht gefunden werden.

Eine in vitro Untersuchung zeigt, dass bei der Präparation einteiliger Zirconiumdioxidimplantate und durch zyklische Belastung deren Bruchfestigkeit verringert werden kann. Dennoch scheinen selbst niedrige Werte der mittleren Bruchfestigkeit, auch nach einem längeren Intervall künstlicher Belastung, durchschnittlichen Okklusionskräften standzuhalten (82).

4.1 Conclusio

Im Rahmen dieser in-vitro Untersuchung kann festgehalten werden, dass es bei allen getesteten Debridement-Verfahren zu Veränderungen der Oberfläche gekommen ist. Bei der Versuchsgruppe der nicht chirurgischen Therapie gibt es nur geringe, nicht signifikante Veränderungen der mittleren Rauheit und Rautiefe. Zusätzlich treten nicht in allen Bereichen der Implantatoberfläche signifikante Veränderungen auf. Ihr Ausmaß variiert innerhalb der verschiedenen Gewindebereiche, dieses Ergebnis deckt sich mit Untersuchungen an

Titanimplantaten. Existierende Untersuchungen in Bezug auf die bakterielle Adhäsion aufgrund erhöhter Oberflächenrauheit an Zirkoniumdioxidscheiben, zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Auswirkung auf das Osseointegrationspotenzial spielt bei augmentativen Verfahren eine wichtige Rolle. Bei dem Debridementprotokoll der Gruppe 2 betrug die maximale mittlere Rauheit 3,31 μm . Eine vorangegangene Untersuchung erreichte eine ähnliche Größenordnung der Oberflächenrauheit durch Sandstrahlen von Y-TZP. Dies ermöglichte dieselbe Benetzbarkeit, Zellproliferation und Lebensfähigkeit verglichen mit ähnlich rauen Titanoberflächen, sowie eine verbesserte Zellausbreitung und Migrationsrate präosteoblastischer Zellen. Für die Anheftung von Epithelgewebe ist eine raue Materialoberfläche jedoch nicht förderlich. Das ursprünglich für Titanimplantate entwickelte Glättungsprotokoll der Gruppe 3 konnte eine ähnliche Oberflächenrauheit an den Zirkoniumdioxidimplantaten erzielen. Es sind weitere Untersuchungen notwendig erforderlich, um die klinischen und physikalischen Auswirkungen dieser Oberflächenveränderungen zu klären. Insbesondere bezüglich der möglichen Phasenumwandlung durch Implantoplastik und der damit einhergehenden Materialdegradierung, vor allem im Hinblick auf Veränderungen der Frakturbelastbarkeit.

Literaturverzeichnis

1. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*. 2016;13(10):945-63.
2. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2):121-33.
3. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45-61.
4. Reza Rezaie H. A Review on Dental Materials. Beigi Rizi H, Rezaei Khamseh MM, Öchsner A, editors. Cham: Springer International Publishing AG; 2020.
5. Munro T, Miller CM, Antunes E, Sharma D. Interactions of Osteoprogenitor Cells with a Novel Zirconia Implant Surface. *J Funct Biomater*. 2020;11(3).
6. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):519-29.
7. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017;73(1):241-58.
8. Chopra D, Jayasree A, Guo T, Gulati K, Ivanovski S. Advancing dental implants: Bioactive and therapeutic modifications of zirconia. *Bioact Mater*. 2022;13:161-78.
9. Sarraf M, Rezvani Ghomi E, Alipour S, Ramakrishna S, Liana Sukiman N. A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. *Biodes Manuf*. 2022;5(2):371-95.
10. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater*. 2018;34(1):40-57.
11. Schünemann FH, Galárraga-Vinueza ME, Magini R, Fredel M, Silva F, Souza JCM, et al. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;98:1294-305.
12. Ozcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface

- characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:19-28.
13. Moreira A, Madeira S, Buciumeanu M, Fialho J, Carvalho A, Silva F, et al. Design and surface characterization of micropatterned silica coatings for zirconia dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:105060.
 14. Janner SFM, Gahlert M, Bosshardt DD, Roehling S, Milz S, Higginbottom F, et al. Bone response to functionally loaded, two-piece zirconia implants: A preclinical histometric study. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(3):277-89.
 15. Rodriguez AE, Monzavi M, Yokoyama CL, Nowzari H. Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(6):538-44.
 16. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):371-6.
 17. Koller M, Steyer E, Theisen K, Stagnell S, Jakse N, Payer M. Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(4):388-96.
 18. Duncan WJ, Ma S, Siddiqi A, Osman RB. Zirconia versus Titanium Implants: 8-Year Follow-Up in a Patient Cohort Contrasted with Histological Evidence from a Preclinical Animal Model. *Materials (Basel).* 2022;15(15).
 19. Brüll F, van Winkelhoff AJ, Cune MS. Zirconia dental implants: a clinical, radiographic, and microbiologic evaluation up to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):914-20.
 20. Becker J, John G, Becker K, Mainusch S, Diedrichs G, Schwarz F. Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(1):29-35.
 21. Brunello G, Rauch N, Becker K, Hakimi AR, Schwarz F, Becker J. Two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a cohort study with a follow-up period of 9 years. *Clin Oral Implants Res.* 2022.
 22. Thiem DGE, Stephan D, Kniha K, Kohal RJ, Röhling S, Spies CB, et al. German S3 guideline on the use of dental ceramic implants. *Int J Implant Dent.* 2022;8(1):43.

23. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S304-s12.
24. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol*. 2018;45 Suppl 20:S286-s91.
25. Araujo MG, Lindhe J. Peri-implant health. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S249-s56.
26. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol*. 2018;45 Suppl 20:S237-s45.
27. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S267-s90.
28. Renvert S, Hirooka H, Polyzois I, Kelekis-Cholakis A, Wang HL. Diagnosis and non-surgical treatment of peri-implant diseases and maintenance care of patients with dental implants - Consensus report of working group 3. *Int Dent J*. 2019;69 Suppl 2(Suppl 2):12-7.
29. Giovannoli JL, Rocuzzo M, Albouy JP, Duffau F, Lin GH, Serino G. Local risk indicators - Consensus report of working group 2. *Int Dent J*. 2019;69 Suppl 2:7-11.
30. Schwarz F, Alcoforado G, Guerrero A, Jönsson D, Klinge B, Lang N, et al. Peri-implantitis: Summary and consensus statements of group 3. The 6th EAO Consensus Conference 2021. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32 Suppl 21:245-53.
31. Hämmerle CHF, Tarnow D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S291-s303.
32. Monje A, Pons R, Insua A, Nart J, Wang HL, Schwarz F. Morphology and severity of peri-implantitis bone defects. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(4):635-43.
33. Mordini L, Sun N, Chang N, De Guzman JP, Generali L, Consolo U. Peri-Implantitis Regenerative Therapy: A Review. *Biology (Basel)*. 2021;10(8).
34. Renvert S, Polyzois I. Treatment of pathologic peri-implant pockets. *Periodontol 2000*. 2018;76(1):180-90.

35. Wang CW, Renvert S, Wang HL. Nonsurgical Treatment of Periimplantitis. *Implant Dent.* 2019;28(2):155-60.
36. Schwarz F, Jepsen S, Obreja K, Galarraga-Vinueza ME, Ramanauskaite A. Surgical therapy of peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 2022;88(1):145-81.
37. Keeve PL, Koo KT, Ramanauskaite A, Romanos G, Schwarz F, Sculean A, et al. Surgical Treatment of Periimplantitis With Non-Augmentative Techniques. *Implant Dent.* 2019;28(2):177-86.
38. Khoury F, Keeve PL, Ramanauskaite A, Schwarz F, Koo KT, Sculean A, et al. Surgical treatment of peri-implantitis - Consensus report of working group 4. *Int Dent J.* 2019;69 Suppl 2(Suppl 2):18-22.
39. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 2014;66(1):255-73.
40. Karlsson K, Trullenque-Eriksson A, Tomasi C, Derks J. Efficacy of access flap and pocket elimination procedures in the management of peri-implantitis - a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol.* 2022.
41. Ramel CF, Lüssi A, Özcan M, Jung RE, Hämmerle CH, Thoma DS. Surface roughness of dental implants and treatment time using six different implantoplasty procedures. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(7):776-81.
42. Monje A, Pons R, Amerio E, Wang HL, Nart J. Resolution of peri-implantitis by means of implantoplasty as adjunct to surgical therapy: A retrospective study. *J Periodontol.* 2022;93(1):110-22.
43. Jepsen S, Schwarz F, Cordaro L, Derks J, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJ, et al. Regeneration of alveolar ridge defects. Consensus report of group 4 of the 15th European Workshop on Periodontology on Bone Regeneration. *J Clin Periodontol.* 2019;46 Suppl 21:277-86.
44. Ramanauskaite A, Obreja K, Sader R, Khoury F, Romanos G, Koo KT, et al. Surgical Treatment of Periimplantitis With Augmentative Techniques. *Implant Dent.* 2019;28(2):187-209.
45. Wen SC, Barootchi S, Huang WX, Wang HL. Surgical reconstructive treatment for infraosseous peri-implantitis defects with a submerged healing approach: A prospective controlled study. *J Periodontol.* 2022;93(2):195-207.

46. Schwarz F, Herten M, Sager M, Bieling K, Sculean A, Becker J. Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(2):161-70.
47. Monje A, Aranda L, Diaz KT, Alarcón MA, Bagramian RA, Wang HL, et al. Impact of Maintenance Therapy for the Prevention of Peri-implant Diseases: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(4):372-9.
48. Heitz-Mayfield LJ, Aaboe M, Araujo M, Carrión JB, Cavalcanti R, Cionca N, et al. Group 4 ITI Consensus Report: Risks and biologic complications associated with implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:351-8.
49. Rokaya D, Srimaneepong V, Wisitrasameewon W, Humagain M, Thunyakitpisal P. Peri-implantitis Update: Risk Indicators, Diagnosis, and Treatment. *Eur J Dent.* 2020;14(4):672-82.
50. Valderrama P, Wilson TG, Jr. Detoxification of implant surfaces affected by peri-implant disease: an overview of surgical methods. *Int J Dent.* 2013;2013:740680.
51. Valderrama P, Blansett JA, Gonzalez MG, Cantu MG, Wilson TG. Detoxification of Implant Surfaces Affected by Peri-Implant Disease: An Overview of Non-surgical Methods. *Open Dent J.* 2014;8:77-84.
52. Harrel SK, Wilson TG, Jr., Pandya M, Diekwisch TGH. Titanium particles generated during ultrasonic scaling of implants. *J Periodontol.* 2019;90(3):241-6.
53. Sahrman P, Winkler S, Gubler A, Attin T. Assessment of implant surface and instrument insert changes due to instrumentation with different tips for ultrasonic-driven debridement. *BMC Oral Health.* 2021;21(1):25.
54. Hu J, Atsuta I, Ayukawa Y, Zhou T, Narimatsu I, Koyano K. Effect of titanium or zirconia implant abutments on epithelial attachments after ultrasonic cleaning. *Journal of Oral Science.* 2020;62(3):331-4.
55. Schmage P, Kahili F, Nergiz I, Scorziello TM, Platzer U, Pfeiffer P. Cleaning effectiveness of implant prophylaxis instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(2):331-7.
56. Bertoldi C, Lusuardi D, Battarra F, Sassatelli P, Spinato S, Zaffe D. The maintenance of inserted titanium implants: in-vitro evaluation of exposed surfaces cleaned with three different instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(1):57-63.

57. Moëne R, Décaillet F, Andersen E, Mombelli A. Subgingival plaque removal using a new air-polishing device. *J Periodontol.* 2010;81(1):79-88.
58. Schwarz F, Becker K, Bastendorf KD, Cardaropoli D, Chatfield C, Dunn I, et al. Recommendations on the clinical application of air polishing for the management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Quintessence Int.* 2016;47(4):293-6.
59. Tastepe CS, Lin X, Donnet M, Wismeijer D, Liu Y. Parameters That Improve Cleaning Efficiency of Subgingival Air Polishing on Titanium Implant Surfaces: An In Vitro Study. *J Periodontol.* 2017;88(4):407-14.
60. Atieh MA, Almatrooshi A, Shah M, Hannawi H, Tawse-Smith A, Alsabeeha NHM. Airflow for initial nonsurgical treatment of peri-implantitis: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24(2):196-210.
61. Tuchscheerer V, Eickholz P, Dannewitz B, Ratka C, Zuhr O, Petsos H. In vitro surgical and non-surgical air-polishing efficacy for implant surface decontamination in three different defect configurations. *Clin Oral Investig.* 2021;25(4):1743-54.
62. Matsubara VH, Leong BW, Leong MJL, Lawrence Z, Becker T, Quaranta A. Cleaning potential of different air abrasive powders and their impact on implant surface roughness. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(1):96-104.
63. Renvert SG, Jean-Louis. *Periimplantitis: Quintessence Verlags-GmbH;* 2014.
64. John G, Becker J, Schwarz F. Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces--an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(7):838-42.
65. Lin GH, Suárez López Del Amo F, Wang HL. Laser therapy for treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: An American Academy of Periodontology best evidence review. *J Periodontol.* 2018;89(7):766-82.
66. Eick S, Meier I, Spoerlé F, Bender P, Aoki A, Izumi Y, et al. In Vitro-Activity of Er:YAG Laser in Comparison with other Treatment Modalities on Biofilm Ablation from Implant and Tooth Surfaces. *PLoS One.* 2017;12(1):e0171086.
67. Tomasi C, Derks J. Etiology, occurrence, and consequences of implant loss. *Periodontol 2000.* 2022;88(1):13-35.

68. Cha JK, Paeng K, Jung UW, Choi SH, Sanz M, Sanz-Martín I. The effect of five mechanical instrumentation protocols on implant surface topography and roughness: A scanning electron microscope and confocal laser scanning microscope analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(6):578-87.
69. Keim D, Nickles K, Dannewitz B, Ratka C, Eickholz P, Petsos H. In vitro efficacy of three different implant surface decontamination methods in three different defect configurations. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(6):550-8.
70. Sahrman P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, Schmidlin PR. In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(3):314-9.
71. Ronay V, Merlini A, Attin T, Schmidlin PR, Sahrman P. In vitro cleaning potential of three implant debridement methods. Simulation of the non-surgical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(2):151-5.
72. Tan NCP, Khan A, Antunes E, Miller CM, Sharma D. The effects of physical decontamination methods on zirconia implant surfaces: a systematic review. *J Periodontal Implant Sci.* 2021;51(5):298-315.
73. Hu J, Atsuta I, Ayukawa Y, Zhou T, Narimatsu I, Koyano K. Effect of titanium or zirconia implant abutments on epithelial attachments after ultrasonic cleaning. *J Oral Sci.* 2020;62(3):331-4.
74. Hu J, Atsuta I, Ayukawa Y, Zhou X, Dwi Rakhmatia Y, Koyano K. The impact of surface alteration on epithelial tissue attachment after the mechanical cleaning of titanium or zirconia surface. *J Oral Rehabil.* 2020;47(9):1065-76.
75. Tan NCP, Miller CM, Antunes E, Sharma D. Impact of physical decontamination methods on zirconia implant surface and subsequent bacterial adhesion: An in-vitro study. *Clin Exp Dent Res.* 2022;8(1):313-21.
76. Mensi M, Viviani L, Agosti R, Scotti E, Garzetti G, Calza S. Comparison between four different implant surface debridement methods: an in-vitro experimental study. *Minerva Stomatol.* 2020;69(5):286-94.
77. Hentenaar DFM, De Waal YCM, Stewart RE, Van Winkelhoff AJ, Meijer HJA, Raghoobar GM. Erythritol airpolishing in the non-surgical treatment of peri-implantitis: A randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(7):840-52.

78. Steiger-Ronay V, Merlini A, Wiedemeier DB, Schmidlin PR, Attin T, Sahrman P. Location of unaccessible implant surface areas during debridement in simulated peri-implantitis therapy. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):137.
79. Sanz-Martín I, Paeng K, Park H, Cha JK, Jung UW, Sanz M. Significance of implant design on the efficacy of different peri-implantitis decontamination protocols. *Clin Oral Investig*. 2021;25(6):3589-97.
80. Huang YS, Hung CY, Huang HH. Surface changes and bacterial adhesion on implant abutment materials after various clinical cleaning procedures. *J Chin Med Assoc*. 2019;82(8):643-50.
81. Sharon E, Shapira L, Wilensky A, Abu-Hatoum R, Smidt A. Efficiency and thermal changes during implantoplasty in relation to bur type. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(2):292-6.
82. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(8):808-14.

Anhang

Alicona Messprotokolle:

Gruppe 0	Ra S1 [μm]	Ra S2 [μm]	Rz S1 [μm]	Rz S2 [μm]
G0_1				
T	0,538	0,722	3,627	3,848
V	0,628	0,779	3,632	4,143
Q	3,142	3,039	21,934	18,03
W	2,019	2,429	12,327	13,505
G0_2				
T	1,296	1,282	6,614	7,044
V	1,167	1,121	5,746	5,411
Q	3,19	3,162	20,066	19,646
W	2,281	2,362	13,686	13,621
G0_3				
T	0,506	0,709	3,625	4,778
V	0,551	0,672	3,851	3,954
Q	2,358	2,514	13,9	16,265
W	1,589	2,328	9,84	12,878
G0_4				
T	0,949	1,066	5,562	7,589
V	0,839	0,961	4,85	5,218
Q	3,036	3,07	17,399	20,364
W	2,557	2,291	13,813	14,608
G0_5				
T	0,998	1,12	5,145	5,699
V	0,948	1,064	5,403	5,409
Q	3,073	3,399	18,591	18,911
W	2,587	2,887	16,041	16,217
G0_6				
T	1,015	1,288	5,209	7,249
V	1,072	1,067	5,575	5,746
Q	3,216	3,756	19,97	21,783
W	2,745	3,007	14,377	17,055
G0_7				
T	0,849	0,852	5,672	4,798
V	0,916	0,923	5,228	5,129
Q	3,045	2,923	17,736	16,393
W	2,681	2,72	14,747	15,77
G0_8				
T	1,016	1,033	5,622	5,665
V	0,945	0,839	5,353	5,585
Q	2,957	2,906	17,377	17,527
W	2,166	1,909	14,354	10,309

Gruppe 1	Ra S1 [μm]	Ra S2 [μm]	Rz S1 [μm]	Rz S2 [μm]
G1_1				
T	0,895	0,792	5,755	5,447
V	0,546	0,683	3,947	4,207
Q	2,502	2,388	15,061	15,989
W	1,536	1,946	10,967	10,65
G1_2				
T	1,312	1,174	6,861	5,488
V	1,208	1,455	5,906	6,955
Q	3,459	3,347	19,942	19,243
W	2,558	1,958	15,933	10,701
G1_3				
T	0,917	0,908	5,628	4,364
V	1,186	0,976	7,029	5,83
Q	3,152	3,174	18,653	19,629
W	2,591	2,491	16,265	14,815
G1_4				
T	1,124	1,292	6,222	7,763
V	1,168	1,19	6,384	5,908
Q	3,484	3,272	18,574	19,791
W	2,091	2,418	13,646	14,445
G1_5				
T	0,54	0,694	3,344	4,942
V	0,548	0,666	3,928	4,683
Q	2,744	2,379	19,943	15,321
W	1,476	2,152	8,159	12,485
G1_6				
T	1,489	1,014	8,765	6,001
V	1,243	1,396	6,044	6,431
Q	3,535	3,326	18,147	20,528
W	2,16	2,515	12,395	13,414
G1_7				
T	1,638	1,457	8,776	7,225
V	1,252	1,277	7,099	7,03
Q	3,587	3,169	19,723	17,128
W	2,742	2,352	18,047	11,57
G1_8				
T	0,99	1,188	6,453	7,724
V	1,375	1,224	7,85	5,444
Q	3,623	3,356	18,813	17,765
W	2,819	2,559	16,581	15,263

Gruppe 2	Ra S1 [μm]	Ra S2 [μm]	Rz S1 [μm]	Rz S2 [μm]
G2_1				
T	1,44	1,067	8,327	5,713
V	1,269	0,856	7,818	4,719
Q	3,024	3,601	16,89	18,844
W	2,575	2,026	14,633	13,264
G2_2				
T	1,249	1,154	6,742	6,003
V	1,32	1,045	7,749	4,923
Q	3,428	3,178	18,782	17,843
W	2,301	2,538	12,476	13,831
G2_3				
T	1,073	0,868	7,023	5,622
V	0,817	0,777	6,063	5,374
Q	2,913	2,836	18,456	17,372
W	2,659	2,242	14,416	12,631
G2_4				
T	1,402	1,328	6,794	7,831
V	1,242	1,299	6,038	6,833
Q	3,09	3,499	17,068	20,11
W	2,273	3,196	14,318	17,867
G2_5				
T	1,003	1,198	6,628	8,64
V	1,306	1,065	7,397	6,511
Q	3,004	3,143	17,031	18,4
W	2,574	2,321	14,95	15,803
G2_6				
T	1,018	1,162	5,767	6,89
V	0,916	1,37	5,646	8,814
Q	3,561	3,777	19,866	20,874
W	2,011	2,701	14,685	15,656
G2_7				
T	1,276	1,317	7,592	6,764
V	1,386	1,209	8,835	6,719
Q	3,448	3,33	18,627	19,009
W	2,525	2,986	15,157	16,81
G2_8				
T	1,191	1,302	7,094	6,854
V	1,416	1,346	6,882	8,259
Q	3,741	3,378	20,581	18,559
W	2,766	2,971	14,61	15,353

Gruppe 3	Ra S1 [μm]	Ra S2 [μm]	Rz S1 [μm]	Rz S2 [μm]
G3_1				
LI	0,232	0,269	1,326	1,635
LII	0,255	0,298	1,475	1,541
Q	0,151	0,195	0,794	0,964
G3_2				
LI	0,261	0,209	1,615	1,115
LII	0,203	0,216	1,171	1,245
Q	0,316	0,16	0,866	0,769
G3_3				
LI	0,273	0,376	1,73	2,124
LII	0,291	0,309	1,548	1,782
Q	0,238	0,209	1,212	1,133
G3_4				
LI	0,257	0,388	1,502	2,099
LII	0,236	0,394	1,445	2,108
Q	0,207	0,159	1,009	0,787
G3_5				
LI	0,236	0,318	1,361	1,776
LII	0,242	0,337	1,27	1,845
Q	0,131	0,227	0,711	1,272
G3_6				
LI	0,195	0,226	1,041	1,358
LII	0,22	0,238	1,229	1,458
Q	0,146	0,169	0,75	0,956
G3_7				
LI	0,29	0,428	1,61	2,273
LII	0,211	0,261	1,215	1,504
Q	0,201	0,19	0,932	1,014
G3_8				
LI	0,308	0,224	1,728	1,493
LII	0,233	0,25	1,423	1,647
Q	0,208	0,158	1,071	0,716