

Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

**Topografieanalyse der Materialoberflächen handelsüblicher
dentaler Abutments mittels REM und konfokaler
Rauheitsanalyse zur Optimierung transgingivaler
Weichgewebsadaption**

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

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

vorgelegt von

Bert, Leon Maximilian

2026

Dekanin: Professorin Dr. S. Y. Brucker

1. Berichterstatter: Professor Dr. F. Rupp

2. Berichterstatter: Professor Dr. B. Koos

Tag der Disputation: 21.08.2026

Widmung

Für meine Eltern
Für Opa Paul

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis.....	IV
Abbildungsverzeichnis.....	VI
Abkürzungsverzeichnis.....	IX
1 EINLEITUNG.....	1
1.1 Der Aufbau eines Zahnimplantates	3
1.2 Workflow der Implantation	4
1.3 Workflow der Anfertigung von Implantat-getragensem Zahnersatz	5
1.4 Zahnärztliche Kontrolle und Nachsorge.....	7
1.5 Dentale Abutments	8
1.5.1 Merkmale und Charakterisierung	8
1.5.2 Die transgingivale Oberfläche	10
1.6 Transgingivale Weichgewebsadhäsion und -integration	10
1.7 Die Rauheitsanalyse der transgingivalen Oberfläche	12
1.8 Wissenschaftliche Fragestellung und Nullhypothesen	15
2 MATERIAL UND METHODEN	19
2.1 Identifikation der für die Studie relevanten Literatur	19
2.2 Beschaffung der Prüfkörper	19
2.3 Vorauswahl der Prüfkörper	19
2.4 Ausschluss einzelner Prüfkörpergruppen	20
2.5 Detaillierte Übersicht über die ausgewählten Prüfkörpergruppen	21
2.5.1 Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Material.....	22
2.5.2 Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Abutmenttyp	23
2.6 Fotodokumentation der Prüfkörper und deren Verpackung.....	24
2.7 Manipulation der Oberflächen.....	25
2.7.1 Manipulation durch eine Sonde.....	25
2.7.2 Manipulation durch Oberflächenpolitur.....	27
2.8 Messverfahren	28
2.8.1 Rasterelektronenmikroskopie.....	28
2.8.2 Konfokale Lichtmikroskopie.....	30
2.9 Datenauswertung.....	33
2.9.1 Datenverarbeitung in MountainsMap®.....	33
2.9.2 Statistische Auswertung mittels JMP®.....	36
3 ERGEBNISSE.....	37
3.1 Verpackung der Prüfkörper.....	37
3.2 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen	39

3.2.1	Prüfkörper aus der Verpackung	39
3.2.2	Prüfkörper nach Sondieren	43
3.2.3	Prüfkörper nach Politur.....	44
3.3	Rauheitsanalyse am konfokalen Mikroskop	46
3.3.1	Prüfkörpergruppen im Vergleich zum S_a -Schwellenwert.....	46
3.3.2	Prüfkörper unterschiedlicher Materialien.....	47
3.3.3	Prüfkörper eines Materials unterschiedlicher Hersteller.....	54
3.3.4	Prüfkörper desselben Materials und Herstellers	56
3.3.5	Prüfkörper desselben Materials nach Abutmenttypen.....	59
3.3.6	Die Messzonen innerhalb einer Prüfkörpergruppe.....	60
3.3.7	Prüfkörper nach Sondieren	61
3.3.8	Prüfkörper nach Politur.....	63
3.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	69
4	DISKUSSION	70
4.1	Diskussion von Material und Methode	70
4.1.1	Manipulation der Oberfläche	70
4.1.2	Die Wahl der konfokalen Mikroskopie	71
4.2	Verpackung der Prüfkörper.....	72
4.3	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen	73
4.3.1	Prüfkörper aus der Verpackung	73
4.3.2	Prüfkörper nach Sondieren	78
4.3.3	Prüfkörper nach Politur.....	79
4.4	Die Rauheit am konfokalen Mikroskop	80
4.4.1	Der S_a -Schwellenwert	80
4.4.2	Vergleich zwischen den Materialien	82
4.4.3	Vergleich von Herstellern und Abutmenttypen	89
4.4.4	Vergleich der Messzonen.....	90
4.4.5	Prüfkörper nach Sondieren	91
4.4.6	Prüfkörper nach Politur.....	92
4.5	Klinische Relevanz	94
4.6	Schlussfolgerung und Ausblick.....	96
5	ZUSAMMENFASSUNG	99
6	LITERATURVERZEICHNIS.....	101
7	ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL	111
8	DANKSAGUNG	112
9	ANHANG.....	113

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 2.1: Übersicht aller Prüfkörpergruppen</i>	<i>21</i>
<i>Tabelle 2.2: Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Material</i>	<i>22</i>
<i>Tabelle 2.3: Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Abutmenttyp</i>	<i>23</i>
<i>Tabelle 2.4: Einteilung der Prüfkörpergruppen definitiver Abutments nach Subtyp</i>	<i>23</i>
<i>Tabelle 2.5: Übersicht der sondierten Prüfkörper</i>	<i>26</i>
<i>Tabelle 2.6: Übersicht der polierten Prüfkörper</i>	<i>27</i>
<i>Tabelle 2.7: Übersicht über die mittels REM aufgenommenen Prüfkörper</i>	<i>29</i>
<i>Tabelle 3.1: Gruppierung der Prüfkörpergruppen nach ihren S_a-Werten</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 3.2: Wilcoxon-Vergleich der S_a-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>48</i>
<i>Tabelle 3.3: Wilcoxon-Vergleich der S_{sk}-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>49</i>
<i>Tabelle 3.4: Wilcoxon-Vergleich der S_{ku}-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 3.5: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr}-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 3.6: Wilcoxon-Vergleich der V_{vv}-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>52</i>
<i>Tabelle 3.7: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr}-Werte zwischen den Materialien</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 3.8: Wilcoxon-Vergleich der S_a-Werte zwischen den Herstellern</i>	<i>55</i>
<i>Tabelle 3.9: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr}-Werte zwischen den Herstellern</i>	<i>56</i>
<i>Tabelle 3.10: S_a-Werte der Titan-Prüfkörpergruppen der Fa. Straumann</i>	<i>58</i>
<i>Tabelle 3.11: Wilcoxon-Vergleich der S_a-Werte von Zirkonoxid-Prüfkörpern</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 3.12: Wilcoxon-Vergleich der S_a-Werte sondierter Prüfkörper</i>	<i>62</i>
<i>Tabelle 3.13: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr}-Werte sondierter Prüfkörper</i>	<i>63</i>
<i>Tabelle 3.14: Wilcoxon-Vergleich der S_a-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>64</i>
<i>Tabelle 3.15: Wilcoxon-Vergleich der S_{sk}-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 3.16: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr}-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>66</i>
<i>Tabelle 3.17: Wilcoxon-Vergleich der V_{vv}-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>67</i>
<i>Tabelle 3.18: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr}-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>68</i>
<i>Tabelle A 1: Normalverteilungstest S_a aller Prüfkörpergruppen</i>	<i>113</i>
<i>Tabelle A 2: Signifikanztest S_a von $0,2\ \mu\text{m}$ aller Prüfkörpergruppen</i>	<i>114</i>
<i>Tabelle A 3: Normalverteilungstest S_a nach Materialgruppen</i>	<i>114</i>
<i>Tabelle A 4: Normalverteilungstest S_{sk} und S_{ku} nach Materialgruppen</i>	<i>115</i>
<i>Tabelle A 5: Normalverteilungstest S_{dr} nach Materialgruppen</i>	<i>115</i>
<i>Tabelle A 6: Normalverteilungstest V_{vv} nach Materialgruppen</i>	<i>115</i>
<i>Tabelle A 7: Normalverteilungstest S_{tr} nach Materialgruppen</i>	<i>115</i>

<i>Tabelle A 8: Normalverteilungstest S_a der Titanoberflächen nach Herstellern.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabelle A 9: Normalverteilungstest S_{dr} der Titanoberflächen nach Herstellern.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabelle A 10: Normalverteilungstest S_a der Prüfkörpergruppen aus Zirkonoxid</i>	<i>116</i>
<i>Tabelle A 11: Normalverteilungstest S_a innerhalb der Hersteller.....</i>	<i>117</i>
<i>Tabelle A 12: Signifikanztest der S_a-Werte zwischen den Zonen je Gruppe.....</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle A 13: Normalverteilungstest S_a der Titanprüfkörper nach Typ.....</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle A 14: Mittelwertvergleich S_a-Werte polierter Prüfkörper.....</i>	<i>119</i>
<i>Tabelle A 15: Mittelwertvergleich S_{tr}-Werte polierter Prüfkörper</i>	<i>119</i>
<i>Tabelle A 16: Mittelwertvergleich S_{sk}-Werte polierter Prüfkörper.....</i>	<i>119</i>
<i>Tabelle A 17: Mittelwertvergleich S_{dr}-Werte polierter Prüfkörper.....</i>	<i>120</i>
<i>Tabelle A 18: Mittelwertvergleich V_w-Werte polierter Prüfkörper.....</i>	<i>120</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Implantatkronen vor und nach Politur der Randpassung.....	6
Abbildung 1.2: Vereinfachte Übersicht der dentalen Abutmenttypen mit Subtypen .	9
Abbildung 2.1: Fotodokumentation eines Prüfkörpers der Gruppe Nr. 06.....	24
Abbildung 2.2: Kuhhornsonde der Firma Hu-Friedy	25
Abbildung 2.3: Prüfkörper nach Sondenmanipulation	26
Abbildung 2.4: Polierer-Triplett mit zugehöriger Polierpaste	27
Abbildung 2.5: Auswahl polierter Prüfkörper	28
Abbildung 2.6: Probenhalter für die Messung am Rasterelektronenmikroskop	30
Abbildung 2.7: Prüfkörper auf ihren individualisierten Objektträgern.....	31
Abbildung 2.8: Messzonen der transgingivalen Oberfläche	32
Abbildung 2.9: Ausrichtung eines Prüfkörpers in x-, y- und z-Richtung.....	33
Abbildung 2.10: Definition des V_{vv} -Wertes.....	35
Abbildung 3.1: Verpackung der Prüfkörper in ihrem jeweiligen Blister	37
Abbildung 3.2: Prüfkörpergruppe Nr. 4 im Blister	38
Abbildung 3.3: Mikrorillen auf Prüfkörperoberflächen	39
Abbildung 3.4: Oberfläche des Prüfkörpers Nr. 28/02	40
Abbildung 3.5: Partikel der Gruppe I auf den Prüfkörperoberflächen im REM	41
Abbildung 3.6: Partikel der Gruppe II auf den Prüfkörperoberflächen im REM	42
Abbildung 3.7: REM-Aufnahmen von sondierten Prüfkörperoberflächen	44
Abbildung 3.8: REM-Aufnahmen der polierten Prüfkörperoberflächen.....	45
Abbildung 3.9: Prüfkörpergruppen im Vergleich zum S_a -Schwellenwert	46
Abbildung 3.10: S_a -Werte der verschiedenen Materialgruppen.....	47
Abbildung 3.11: S_{sk} - und S_{ku} -Werte zwischen den Materialgruppen	49
Abbildung 3.12: S_{dr} -Werte der verschiedenen Materialgruppen	51
Abbildung 3.13: V_{vv} -Werte der verschiedenen Materialgruppen.....	52
Abbildung 3.14: S_{tr} -Werte der verschiedenen Materialgruppen.....	53
Abbildung 3.15: S_a -Werte der Titanoberflächen unterschiedlicher Hersteller.....	54
Abbildung 3.16: S_{dr} -Werte der Titanoberflächen unterschiedlicher Hersteller	56
Abbildung 3.17: S_a -Werte der Titanoberflächen innerhalb eines Herstellers.....	57
Abbildung 3.18: S_a -Werte der Zirkonoxidoberflächen der Fa. Straumann.....	59
Abbildung 3.19: S_a -Werte der Prüfkörperoberflächen nach Abutmenttyp.....	60
Abbildung 3.20: S_a -Werte der einzelnen Messzonen je Prüfkörpergruppe.....	61

Abbildung 3.21: S_a -Werte der sondierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	62
Abbildung 3.22: S_{tr} -Werte der sondierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	63
Abbildung 3.23: S_a -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	64
Abbildung 3.24: S_{sk} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	65
Abbildung 3.25: S_{dr} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	66
Abbildung 3.26: V_{vv} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	67
Abbildung 3.27: S_{tr} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe.....	68
Abbildung A 1: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil I.....	121
Abbildung A 2: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil II.....	122
Abbildung A 3: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil III.....	123
Abbildung A 4: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil IV.....	124
Abbildung A 5: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil V.....	125
Abbildung A 6: Übersicht Fotodokumentation sondierter Prüfkörper.....	126
Abbildung A 7: Übersicht Fotodokumentation polierter Prüfkörper.....	127
Abbildung A 8: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/3 und Nr. 01/4 (roh).....	128
Abbildung A 9: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 02/3 und Nr. 02/4 (roh).....	129
Abbildung A 10: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 08/1 und Nr. 08/2 (roh).....	130
Abbildung A 11: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 17/3 und Nr. 17/4 (roh).....	131
Abbildung A 12: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 21/3 und Nr. 21/4 (roh).....	132
Abbildung A 13: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 27/1 und Nr. 27/2 (roh).....	133
Abbildung A 14: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 28/1 und Nr. 28/2 (roh).....	134
Abbildung A 15: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/2 und Nr. 02/2 (sondiert) ...	135
Abbildung A 16: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 21/2 und Nr. 17/2 (sondiert) ...	136
Abbildung A 17: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/1 und Nr. 02/1 (poliert)	137
Abbildung A 18: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 17/1 und Nr. 21/1 (poliert)	138
Abbildung A 19: Rauheitsparameter zwischen den Materialien Teil I.....	139
Abbildung A 20: Rauheitsparameter zwischen den Materialien Teil II.....	140
Abbildung A 21: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil I.....	141
Abbildung A 22: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil II.....	142
Abbildung A 23: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil III.....	143
Abbildung A 24: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil I.....	143
Abbildung A 25: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil II.....	144
Abbildung A 26: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil III.....	145
Abbildung A 27: Rauheitsparameter Zirkonoxid-Prüfkörper Teil I.....	145

<i>Abbildung A 28: Rauheitsparameter Zirkonoxid-Prüfkörper Teil II</i>	<i>146</i>
<i>Abbildung A 29: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil I</i>	<i>147</i>
<i>Abbildung A 30: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil II</i>	<i>148</i>
<i>Abbildung A 31: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil III</i>	<i>149</i>
<i>Abbildung A 32: Rauheitsparameter zwischen den Messzonen Teil I</i>	<i>149</i>
<i>Abbildung A 33: Rauheitsparameter zwischen den Messzonen Teil II</i>	<i>150</i>
<i>Abbildung A 34: Rauheitsparameter zwischen den Messzonen Teil III</i>	<i>151</i>
<i>Abbildung A 35: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil I</i>	<i>152</i>
<i>Abbildung A 36: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil II</i>	<i>153</i>
<i>Abbildung A 37: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil III</i>	<i>154</i>
<i>Abbildung A 38: Rauheitsparameter polierter Prüfkörper Teil I</i>	<i>155</i>
<i>Abbildung A 39: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil II</i>	<i>156</i>

Abkürzungsverzeichnis

AFM	Atomic Force Mikroscopy
BIC	Bone in Contact
BOP	Bleeding On Probing
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
DAE	Dual Acid Etching
hGF	humane Gingivafibroblasten
ISO	International Organization for Standardization
mPI	modifizierter Plaqueindex
PEEK	Polyetheretherketone
PPD	Probing Pocket Depth
REM	Rasterelektronenmikroskopie
SLA	Sandblasting with Large grit followed by Acid etching
TNP	Titania Nanopores
TNT	Titania Nanotubes
WCA	Water Contact Angle

1 EINLEITUNG

Dentale Implantate spielen in der modernen Zahnheilkunde eine immer wichtiger werdende Rolle. So hat sich die Anzahl der allein in Deutschland inserierten Implantate mit 380.000 Ende der Neunzigerjahre auf rund 1,3 Millionen Implantate im Jahr 2018 mehr als verdreifacht. [1] Die Idee des Ersatzes verloren gegangener Zähne ist jedoch keineswegs neu, sondern reicht mehrere Jahrtausende zurück: Im alten China wurden kleine Bambusstifte in den Kieferknochen eingebracht [2]. Aus dem alten Ägypten sind frühe Formen der Zahntransplantation bekannt, bei denen sozial untergeordnete Sklaven gezwungenermaßen ihre Zähne dem Pharao zur Verfügung stellten. [2, 3] Die Transplantation von Zähnen spielt in der heutigen Praxis eine untergeordnete Rolle. Das Implantieren von Fremdmaterial wiederum hat sich zum Goldstandard entwickelt. Die ersten erfolgreichen Implantationen der Neuzeit fanden bereits im Jahr 1952 am Kaninchen statt. Im Jahr 1971 entwickelte Per-Ingvar Brånemark die ersten humanen Dentalimplantate. [2, 4]

Die Erfolgsrate von Implantaten hängt heute neben vielen weiteren Einflussfaktoren von der Kaukraft, der Plaqueakkumulation um das Implantat, der Knochenqualität, der parodontalen Gesundheit sowie vom Knochenkontakt (BIC) ab [5]. Um die Lebensdauer der Implantate zu verbessern, fokussierte sich Brånemark auf die biochemischen Mechanismen zwischen Implantatoberfläche und Knochen. Er suchte nach Möglichkeiten, den Verbund zwischen körpereigenen Zellen und der Metalloberfläche zu verbessern. Er prägte den Begriff der Osseointegration, mit dem er die Einheilung des Implantates im Kieferknochen beschrieb. [2] Die Osseointegration wird heute als Ausdruck einer unspezifischen Heilungsreaktion des Knochens im Bereich des Implantats verstanden, wobei die Implantatoberfläche histologisch in der Regel nicht vollständig von Knochen bedeckt ist und Implantatanteile im Weichgewebe bindegewebig umhüllt werden [6]. Die Oberflächenrauheit spielt bei der Integration von Zellen auf Implantatoberflächen eine wichtige Rolle. Daher ist sie ein zentraler Wert bei der Untersuchung und Charakterisierung dentaler Implantatoberflächen. [7-11]

Aufgrund gezielter Oberflächenmodifikationen wie Sandstrahlen und Ätzen (SLA), Titankarbidbeschichtungen oder anodische Oxidationen weisen Implantate heutzutage eine Verlustrate von unter 5 % bei einem Beobachtungszeitraum von 10 Jahren oder mehr auf [12]. Die arithmetischen Rauheitsmittelwerte von Implantatoberflächen bewegen sich in einem Bereich von 0,44 bis 8,68 μm [13]. Neben Mikrorauheiten rücken zunehmend auch Nanorauheiten und -strukturen in den Fokus der Forschung. Zelluläre Strukturen wie Mikrospikes oder Filopodien (50 bis 100 nm) interagieren dabei mit noch kleineren Oberflächennanostrukturen von etwa 10 nm. [14, 15] Besonders Stammzellen reagieren empfindlich auf ihre nanostrukturelle Umgebung [14, 16]. Nanostrukturen sind neben einer adäquaten Rauheit daher von großer Bedeutung für die Zellintegration auf der Implantatoberfläche [14-16].

Der klinische Erfolg der Implantatoberflächen im Knochen ist also vielversprechend. Mithilfe der keywords „implant surface roughness AND bone healing“ werden Stand 12/2025 auf pubmed (National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, USA) über 437 Literaturstellen aufgelistet. Transgingivale Oberflächen, die dem Weichgewebe im Mundraum anliegen, waren bisher wenig untersucht worden. Unter den keywords „abutment surface roughness AND soft tissue healing“ finden sich Stand 12/2025 nur 25 Literaturstellen auf pubmed. Dabei ist die transgingivale Zone an der Bildung der Weichgewebsmanschette beteiligt, die das Implantat vor Bakterienbesiedelung schützt [17]. Ist diese nicht intakt, kann es zu Periimplantitis kommen. Bakterielle Besiedelung des periimplantären Gewebes führt dabei zu einem Verlust von periimplantärem Knochengewebe. [18] Dieser kann bei Fortschreiten den Verlust des gesamten Implantats bedeuten.

Die transgingivale Oberfläche ist damit ein wichtiger Faktor, der zur Gesundheit und Langlebigkeit des Implantates beiträgt. Ihre Rauheit und Beschaffenheit ist wenig erforscht, obwohl sie eine weichgewebtsfreundliche und gleichzeitig antibakterielle Umgebung bieten muss. Diese Studie widmet sich daher der transgingivalen Oberfläche handelsüblicher Abutments auf dem Markt. Gleichzeitig greift sie auch den klinischen Workflow auf, mit dem sich die transgingivale Oberfläche auf vielfältige Weise konfrontiert sieht.

Zum besseren Verständnis wird in Kapitel 1.1 zunächst die genaue Lage der transgingivalen Zone innerhalb des Implantates erläutert. So wird deutlich, mit welchen Zellen und Bakterien die transgingivale Zone innerhalb der Mundhöhle in Berührung kommt. In Kapitel 1.1 wird der Workflow der zahnärztlichen Implantation erläutert, bei dem die transgingivale Zone eine wichtige Rolle im späteren Heilungsprozess des periimplantären Weichgewebe einnimmt. Auch der spätere Implantatzahnersatz besitzt eine transgingivale Zone. Der Einfluss des Fertigungsprozesses auf die transgingivale Oberfläche wird in Kapitel 1.3 der Einleitung thematisiert. Inwiefern der Zahnarzt mit der transgingivalen Zone in der zahnärztlichen Nachsorge in Berührung kommt, wird in Kapitel 1.4 beschrieben. In Kapitel 1.5 werden schließlich die handelsüblichen Abutments, auf deren Oberfläche sich die transgingivale Zone befindet, näher charakterisiert. Weiterhin werden die bisherigen Untersuchungen der transgingivalen Oberflächenrauheit sowie die bisherigen Erkenntnisse der Weichgewebsadaption und Zellintegration auf der transgingivalen Abutmentoberfläche zusammengefasst.

1.1 Der Aufbau eines Zahnimplantates

Ein Zahnimplantat wird klassisch in drei Segmente unterteilt: Endo-, Meso- und Exostruktur [19]. Die Endostruktur umfasst Implantat-Fuß und -Körper, die vollständig vom Knochen umgeben sind. Die Mesostruktur besteht aus der Implantat-Schulter, die idealerweise bündig mit dem Kieferknochen abschließt, sowie dem Implantat-Hals, der mit der Gingiva in Kontakt steht und den Durchtritt zur Mundhöhle formt. [19] Die Exostruktur umfasst die Suprakonstruktion, bestehend aus einem Implantat-Pfosten als Träger und der eigentlichen Suprastruktur (z. B. Krone) [19]. Die Segmentierung hat sich etabliert, da Endo-, Meso- und Exostruktur jeweils der Knochen-, Weichgewebs- und Mundhöhlenebene zugeordnet sind. In der wissenschaftlichen Literatur und im klinischen Alltag wird diese Nomenklatur jedoch häufig unscharf verwendet, da Implantat-Fuß, -Körper und -Schulter von den Herstellern meist als ein Bauteil gefertigt und als „Implantat“ vertrieben werden. Im Patientengespräch bezeichnet der Begriff Zahnimplantat daher oft ausschließlich den im Knochen verankerten

Anteil, während die sichtbaren Komponenten als implantatgetragener Zahnersatz verstanden werden. Zusätzlich werden Implantat-Hals und -Pfosten häufig als kombinierte Einheit (Abutment) angeboten, wodurch sich funktional eine Verbindung von Meso- und Exostruktur ergibt. Die eigentliche Suprastruktur wird anschließend im Labor als Teil der Exostruktur auf dem Abutment gefertigt (siehe Kapitel 1.3).

1.2 Workflow der Implantation

Vor dem Implantatieren werden neben der allgemeinen Anamnese die individuellen Risikofaktoren des Patienten wie Rauchen, systemische Erkrankungen oder Osteoporose abgefragt [20]. Implantate, die ursprünglich für zahnlose Patienten vorgesehenen waren [21], haben heutzutage ein breites Indikationsspektrum. Implantate können unmittelbar nach Extraktion eines Zahnes (Sofortimplantation), einige Tage nach Extraktion aber vor Weichteilheilung (verzögerte Sofortimplantation), nach Weichteilheilung aber vor Reossifikation der Alveole (Frühimplantation) oder nach vollständiger Ossifikation der Alveole (Spätimplantation) gesetzt werden [22]. Neben den als sicher geltenden traditionellen Implantatprotokollen mit langen Heilungsphasen werden zunehmend beschleunigte Implantationsverfahren diskutiert. Bei der Sofortimplantation wird der Zahn in derselben Sitzung unter Schonung von Hart- und Weichgewebe entfernt. [23] Die anschließende initiale Bohrung in den Kieferknochen gibt die Position und Achsneigung des Implantates vor. Ein dreidimensionaler Knochenaufbau kann notwendig werden, bevor das Implantat inseriert wird. [23] Anschließend wird das Implantatbett in korrekter Position aufbereitet. Das Einbringen des Implantates erfolgt anschließend mit niedriger Drehzahl. [23] Sitzt das Implantat in Position, so wird ein Gingivaformer (healing abutment) oder eine provisorische Krone auf einem temporären Abutment eingesetzt. Gingivaformer oder temporäre Abutments formen das Weichgewebe harmonisch aus. [23] Durch das ausgeformte Schleimhautprofil (Emergenzprofil) soll ein optimaler Sitz des späteren Zahnersatzes gewährleistet werden [23].

1.3 Workflow der Anfertigung von Implantat-getragenen Zahnersatz

Die Abformung und Anfertigung des späteren Zahnersatzes kann konventionell oder aber digital erfolgen. Sobald das temporäre Abutment das Weichgewebe ringsherum ausgeformt hat, kann der Zahnarzt mit der Abformung des Implantates beginnen.

Bei konventionellen Abformungen werden auf dem Implantat verschraubte Abformpfosten verwendet, die mit Polyether- oder Silikonmaterialien abgeformt werden. Anschließend wird ein Gipsmodell angefertigt. [24] Ein im Gipsmodell eingebrachtes Laborimplantat imitiert das tatsächliche Implantat im Knochen. Auf dem Laborimplantat im Gipsmodell wird ein konfektioniertes Abutment geschraubt. [24] Das Individualisieren des Abutments ist ebenfalls möglich, erfordert aber einen deutlich höheren Zeitaufwand. Durch konventionelles Wachsm modellieren und Ausschmelzen wird die Suprastruktur geformt und in Metall überführt. Nichtmetallische Verblendungen werden auf das Metallgerüst aufgebrannt. [24] Bei Einpassung der Suprakonstruktion auf dem Modell bildet ein Gingivaimitat aus Silikon die Schleimhaut nach.

Bei der digitalen Abformung erfassen intraorale Scanner die Position der Implantate mittels aufgeschraubter Scan-Bodys. Digitale Abformungen reduzieren das Risiko von Dimensionsänderungen, sodass auch bei der Herstellung von Kronen wenig bis keine Anpassungen erforderlich sind [24]. Im digitalen Workflow werden die Abutments gerne individualisiert, beispielsweise durch Fräßen eines entsprechenden Abutment-Rohlings. Es zeigt sich, dass die im Dentallabor gefrästen Abutmentoberflächen den industriellen Abutmentoberflächen ähnlich sind, was beispielsweise anhand verbleibender horizontaler Mikrorillen deutlich wird. [25] Allerdings müssen die Einstellungen der nichtindustriellen Fräsmaschinen für die entsprechende Industriequalität auf das gewünschte Emergenzprofil individuell abgestimmt werden, da programmierte Standardeinstellungen die Qualität mindern [25].

Bei der Eingliederung kann das Abutment entweder direkt im Labor mit der Suprastruktur definitiv verbunden werden, sodass der Zahnarzt das Abutment mitsamt Krone nur verschrauben muss (screw retained). Oder aber der Zahnarzt

verschraubt zunächst das Abutment und zementiert die Krone selbst (cemented retained). [26, 27] Vor Befestigung der Krone wird der retentive Anteil der Abutmentoberfläche mit 50 µm Aluminiumoxid abgestrahlt. Dies schafft Mikrorauheiten, welche in Abhängigkeit vom verwendeten Verbundzement [28] die Retention zwischen Abutment und Krone verbessern. [28, 29] Passungsungenauigkeiten und Unebenheiten zwischen Abutment und Krone können die Plaqueakkumulation erhöhen, die Mundhygiene verschlechtern und dem Weichgewebe schaden [30]. Bei Randspaltbildung wird daher vorgeschlagen, die Schnittstelle zwischen Krone und Abutment zu polieren. Eine Politur kann die Bildung eines Randspaltes signifikant minimieren. [31] In Abbildung 1.1 sind zwei implantatgetragene Einzelkronen vor und nach Politur der Schnittstelle zwischen Abutment und Suprastruktur dargestellt. Zu sehen ist, wie durch die Politur die Randpassung zwischen Krone und Abutment optimiert wurde. Der durch die digitale Fertigung entstandene, überkonturierte Kronenrand wurde durch die Politur harmonisch an die Abutment-Schulter angeglichen.



Abbildung 1.1: Implantatkronen vor und nach Politur der Randpassung

Vor Politur zeigte sich ein Randspalt zwischen Krone und Abutment (oben rechts), während nach der Politur der Kronenrand bündig mit der Abutmentschulter abschloss (unten rechts). Die digital konstruierten Kronen wurden von einer erfahrenen Zahntechnikerin im Praxislabor auf definitiven Abutments hergestellt und poliert.

1.4 Zahnärztliche Kontrolle und Nachsorge

Die zahnärztliche Kontrolle und Nachsorge beinhaltet zunächst die Beurteilung von Weichgewebe und Knochen um das Implantat. Zur Beurteilung werden unter anderem das Bluten auf Sondieren (BOP), der modifizierte Plaqueindex (mPI), die Taschentiefenmessung (PPD) und der Grad der Eiterung erhoben. [32] BOP und PPD werden mit einer PA-, WHO- oder Millimetersonde gemessen. Die Sonde wird parallel zur Implantatoberfläche eingeführt, bis ein leichter Widerstand zu spüren ist. Sie zeigt dabei in Richtung der Implantatspitze. [32] Im Rahmen regelmäßiger Prophylaxesitzungen werden die Abutmentoberflächen mittels Airpolishing poliert und von anhaftender Plaque befreit [33]. Tiefliegende Konkrementen werden zur Prävention periimplantärer Entzündungen mit Küretten oder Schallscalern entfernt [34].

Weiterhin werden Implantat und Zahnersatz auf technische Komplikation hin untersucht [32]. Zu diesen gehören das Chipping von keramischen Anteilen der Suprakonstruktion, ein Bruch des Implantates, die Lockerung der Abutmentschraube oder eine Dezementierung der Suprastruktur vom Abutment [32, 35]. Randspaltbildungen mit beginnender Dezementierung werden in der Praxis häufig durch zirkuläres Sondieren des Abutment-Kronen-Übergangs erkannt.

Nach dem Zementieren der Suprastruktur können überschüssige Zementreste verbleiben, insbesondere wenn der Übergang zwischen Krone und Abutment subgingival liegt und nicht supra- oder äquigingival [36]. Die Zementreste müssen entfernt werden, da diese mit einer Entzündung des periimplantären Weichgewebe einhergehen. Bei Entfernung wiederum geht eine aufgetretene entzündliche Symptomatik meist zurück. [37] Zur Entfernung von Zementresten werden beispielsweise beschichtete Scaler, Kunststoffscaler oder auch zahnärztliche Sonden aus Stahl verwendet. Trotz sorgfältiger Entfernung von Zementresten wurden auf untersuchten Abutments sowohl Zementrückstände als auch Kratzer auf den Abutmentoberflächen beobachtet. [38, 39] Die Menge an Rückständen und Kratzern sowie deren Schweregrad variiert allerdings sowohl von Behandler zu Behandler als auch von Studie zu Studie [38, 39].

1.5 Dentale Abutments

1.5.1 Merkmale und Charakterisierung

Aufgrund der großen und stetig wachsenden Vielfalt handelsüblicher Abutments ist eine vollständige Beschreibung aller Fabrikate nicht praktikabel, sodass eine übergeordnete Klassifikation sinnvoll ist. Abutments werden aufgrund ihres Einsatzzeitpunkts und ihrer Funktion in temporäre und definitive Abutments unterteilt. Zu den temporären zählen Abformpfosten, provisorische Abutments und Gingivaformer. [40] Zu den definitiven Abutments gehören konfektionierte, individualisierbare und CAD/CAM-gefertigte Abutments [40]. Der Gingivaformer nimmt sich dem Namen nach dem Ausformen des Weichgewebe an. Er wird nach der Implantation eingesetzt und in den Wochen danach in der Regel dreimal entfernt und wieder eingesetzt: Für die Abformung, die Anprobe und zum Austausch durch das definitive Abutment. [41] Der häufige Wechsel wird allerdings kritisch untersucht. Alternative Ansätze beinhalten, ein Abutment für alle Arbeitsschritte zu verwenden und dieses nicht auszuwechseln. [41] Das definitive Abutment trägt im Gegensatz zu den temporären Abutments den späteren Zahnersatz. Die Wahl des jeweiligen Subtyps definitiver Abutments ist unter anderem von der klinischen Situation abhängig. [40] Konfektionierte Abutments variieren je nach Hersteller und sind zur prothetischen Versorgung komplexer Implantatpositionen in verschiedenen Abwinkelungen erhältlich [40]. Eine Untergruppe bilden fixierte konfektionierte Abutments (z. B. für Einzelkronen) und abnehmbare konfektionierte Abutments wie Locatoren [40]. Individualisierbare Abutments kommen zum Einsatz, wenn Abwinkelungen konfektonierter Abutments nicht ausreichen oder das Kronendesign komplexe Anpassungen des Abutments erfordert [40]. CAD/CAM-gefertigte Abutments ersetzen den konventionellen Workflow zunehmend, weil durch die digitale Fertigung ein deutlich präziseres Arbeiten mit weniger Ungenauigkeiten erwartet wird [24, 40]. Gleichzeitig kann das durch den Gingivaformer geformte Schleimhautprofil gescannt und das definitive Abutmentdesign samt transgingivaler Zone individuell darauf abgestimmt werden [40].

Die Verankerung der Suprakonstruktion wird eigens unterteilt. Neben der Verschraubung oder Zementierung kommen seltener auch Magneten oder O-Ringe zum Einsatz [27]. Auch die verwendeten Materialien handelsüblicher Abutments unterscheiden sich. Für Abutments werden jedoch stets etablierte, zahnmedizinische Materialien verwendet, um Anforderungen an Belastungsstärke und Biokompatibilität zu erfüllen. Zu den gängigen Abutmentmaterialien zählen Titan und titanhaltige Legierungen, Zirkonoxid, PEEK, Cobalt-Legierungen als Basis für keramische Bestandteile oder Edelmetalllegierungen [42]. Hinzu kommen neben maschinell bearbeiteten Titanoberflächen weitere Modifikationen der Materialoberflächen, darunter titanoxidbeschichtete Oberflächen, titannitridbeschichtete Titanlegierungen, anodisierte Titanlegierungen sowie kompositharzbeschichtete Titanlegierungen. [17, 43]. Der detaillierte Herstellungsprozess der Abutments ist in der Literatur nicht systematisch erfasst. Es werden je nach Studie [44-46] Prozesse wie Gießen, Schleifen, Fräsen, Maschinieren, Polieren oder Lasersintern erwähnt [44-46]. Die Hersteller scheinen dazu geneigt, den detaillierten Fertigungsprozess nicht gänzlich offen zu legen. Mit bloßem Auge wirken die Abutmentoberflächen zunächst meist optisch glatt.

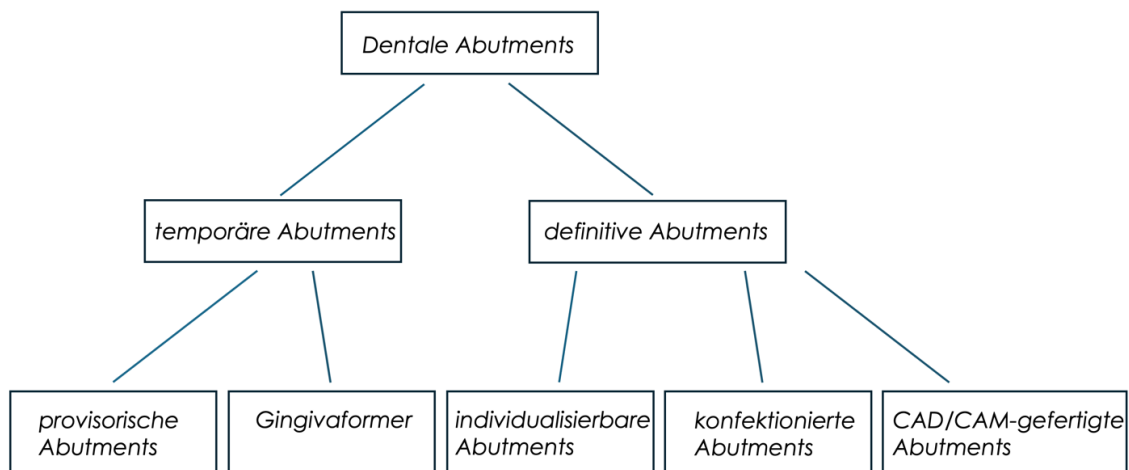


Abbildung 1.2: Vereinfachte Übersicht der dentalen Abutmenttypen mit Subtypen

Während temporäre Abutments in ihre Subtypen provisorische Abutments und Gingivaformer weiter unterteilt werden können, sind wichtige Subtypen der definitiven Abutments die individualisierbaren, konfektionierten und CAD/CAM-gefertigten Abutments.

In Abbildung 1.2 sind schematisch die unterschiedlichen Gruppen dentaler Abutments zusammengefasst. Die Abbildung berücksichtigt nicht die verschiedenen Materialgruppen, in denen die Abutmenttypen und ihre Subtypen verfügbar sind. Neue Abutments mit unterschiedlichen Materialzusammensetzungen erscheinen laufend, sodass eine vollständige Übersicht schnell überholt wäre.

1.5.2 Die transgingivale Oberfläche

Wie die natürliche Gingiva um den Zahn herum bildet das periimplantäre Weichgewebe eine dichte Weichgewebsmanschette um das Implantat [47]. Durch die Interaktion der transgingivalen Oberfläche mit dem umgebenden Weichgewebe wird der Heilungsprozess von Beginn an beeinflusst. Für eine dichte Barriere ist eine gute Adhäsion des Weichgewebes an der Oberfläche entscheidend. Die Barriere schützt vor subgingivaler Plaqueakkumulation und bakterieller Besiedelung sowie einer Degeneration des darunterliegenden periimplantären Gewebes. [17, 47] Sie ist damit auch für die langfristige Stabilität der im Knochen liegenden Endostruktur verantwortlich [17]. Für die Weichgewebsbildung ist eine individualisierte transgingivale Abutmentzone der konfektionierten Oberfläche vorzuziehen. Provisorische Kronen eignen sich besonders gut zur Ausformung des Weichgewebsprofils, da sie von Beginn an auf die patientenspezifische Situation zugeschnitten sind und das Schleimhautprofil für den definitiven implantatgetragenen Zahnersatz vorbereiten. [48]

1.6 Transgingivale Weichgewebsadhäsion und -integration

Während der mehrwöchigen Einheilphase der periimplantären Schleimhaut bildet sich im Rahmen der Weichgewebsbildung die biologische Breite um das Implantat aus. Die biologische Breite misst idealerweise 3 bis 4 mm und reicht vom Knochen-Implantat-Plateau bis hin zur oberen Grenze der periimplantären Schleimhaut. [49] Diese Schleimhaut besteht aus junktionalem Epithel, Sulkusepithel sowie faserigem Bindegewebe. Die biologische Breite ist essenziell

für eine natürliche Barriere gegen Bakterien. Gleichzeitig spielt sie eine wichtige Rolle bei der Modulation von Weich- und Hartgewebe. [49] Es zeigt sich, dass im periimplantären Weichgewebe die Kollagenfasern am oberen marginalen Knochenrand ansetzen und im weiteren Verlauf parallel zur transgingivalen Abutmentoberfläche verlaufen [47]. Da die Fasern aber nicht in die Abutmentoberfläche hineinwachsen, ist die Abdichtung gegenüber der natürlichen Gingiva vermindert [50]. Die dem Weichgewebe zugewandten Implantatanteile sollen dennoch die Haftung von Saumepithel und Bindegewebe an ihrer Oberfläche bestmöglich fördern. Zur Untersuchung des Zellverhaltens auf Abutmentoberflächen werden häufig humane Gingivafibroblasten (hGFs) als Teil des periimplantären Ligaments untersucht [9, 43, 45, 46, 51-58]. Die hGFs sind gleichzeitig an Entzündungsreaktionen beteiligt. Die entzündliche Beteiligung der hGFs wird über TNF- α und proinflammatorische Interleukine nachgewiesen. [51] Als relevant für die Zellhaftung der hGFs gilt wiederum das Protein Fibronectin [52]. Proteine wie Fibronectin bilden unmittelbar nach Kontakt mit Blut und Gewebeflüssigkeiten eine Schicht auf der Implantatoberfläche und beeinflussen so die nachfolgende Zelladhäsion maßgeblich [59]. Nach Gefäßverletzung durch die Schnittwunde werden zudem unmittelbar (< 6h) Wachstumsfaktoren freigesetzt und Keratinozyten aktiviert [50]. Die Keratinozyten proliferieren nach einigen Tagen auf der Oberfläche und bilden eine erste keratinisierte Epithelschicht. Fibroblasten beginnen erst nach einer Woche mit der Kollagensynthese. Zu dieser Zeit sprießen neue kapillare Gefäße aus. [50] Nach drei Wochen bis hin zum Ende der Heilungsphase hat sich die Epithelschicht zu einem mehrschichtig keratinisierten Epithel differenziert. Der Faserapparat ist ausgebildet und die Vaskularisierung reduziert sich wieder. Zu diesem Zeitpunkt ist idealerweise eine dichte Weichgewebsbarriere um das Abutment herum entstanden. [50] Desmosomale Kontakte sind auf der Abutmentoberfläche jedoch gering ausgeprägt. Daher ist die Weichgewebeintegration nicht von gleicher Festigkeit wie um den natürlichen Zahn herum und anfälliger für pathologische Einflüsse. [50]

1.7 Die Rauheitsanalyse der transgingivalen Oberfläche

Albrektsson und Wennerberg [60] beschreiben in ihrer Guideline die Herausforderungen bei der Messung von Implantatoberflächen sowie die Kriterien einer aussagekräftigen Rauheitsanalyse. Obwohl Abutments nicht explizit erwähnt werden, lässt sich die Guideline auch auf die Messung von Abutmentoerflächen anwenden.

Rauheiten (R und S Parameter), Welligkeiten (W Parameter) und Form sind zu trennen und jeweils separat auszuwerten [60]. Die Wahl der Filtergröße spielt eine wichtige Rolle, da Filtergrößen die Rauheitsparameter stark beeinflussen. Proben mit einer Eigenform (Implantate, Abutments etc.) reagieren deutlich empfindlicher auf unterschiedliche Filtergrößen als Probenplättchen. [60] Es zeigt sich, dass Filtergrößen von 250 x 250 µm notwendig sind, um größere Wellenlängen mit einzuschließen. Filtergrößen von 50 x 50 µm schließen größere Wellenlänge aus. Die Angabe der gewählten Filtergröße ist somit entscheidend. [60] Die Rauheit ist durch verschiedene Parameter nach ISO 25178-2 definiert, die zur Bewertung einer Oberfläche herangezogen werden. Dreidimensionale Parameter (abgekürzt mit S) sollten, wenn möglich, gegenüber zweidimensionalen Parametern (abgekürzt mit R) bevorzugt verwendet werden. Zweidimensionale Rauheitsparameter sind dann vergleichbar mit den dreidimensionalen Parametern, wenn mindestens 25 Scans mit einem Abstand von max. 20 µm durchgeführt werden. Die Scans müssen dabei senkrecht zur Hauptrichtung markanter Strukturen erfolgen. [60] Die Autoren [60] empfehlen, mindestens je einen Parameter aus den Gruppen der Höhen-, Raum-/Textur- und Hybridparameter zu verwenden. Höhenparameter beschreiben vertikale Abweichungen in Relation zur mittleren Bezugsebene. [60] Die Raum- oder Texturparameter beschreiben die horizontalen Eigenschaften einer Oberfläche. Dazu gehören die Verteilung wie auch die Abstände genereller Unebenheiten, aber auch die Detektion dominanter, gerichteter oder ungerichteter Strukturen. [60] Die Hybridparameter stellen eine Kombination aus Informationen über horizontale und vertikale Dimensionen dar. Sie beschreiben den Vergleich zwischen einer tatsächlich gemessenen Oberfläche zu einer idealisierten Ebene. [60] Unter Berücksichtigung der Form einer Prüfkörperoberfläche sollten sowohl

flache als auch konvex und konkav geformte Oberflächenanteile analysiert werden [60]. Dies kann bei komplexeren Formen wie Implantaten und Abutments eine Messung an mehreren Stellen der Oberfläche erforderlich machen. Zur Messung eignen sich mechanische Kontaktprofilometer, optische Profilometer oder Scanning-Probe-Mikroskope. [60] Aufgrund des weiterhin inkonsistenten Gebrauchs von Rauheitsparametern wird in einer neuen Studie [10] die Mindestauswahl S_a , S_{dr} , S_{tr} , S_{sk} , S_{pd} und S_{pc} nach ISO 25178-2 zur diskriminierenden Charakterisierung oraler Materialoberflächen vorgeschlagen [10].

Zusammenhänge zwischen Rauheitsparametern, Oberflächenmorphologie, Zellverhalten an der transgingivalen Oberfläche und deren antibakteriellen Eigenschaften werden kontrovers diskutiert. Tiefe Täler (positive R_v -Werte) auf der Oberfläche fördern die Zellhaftung von hGFs in der initialen Heilungsphase (< 24h), während hohe Spitzen (positive R_p -Werte) die Zellanhaftung hemmen [9]. Flache und breite Erhebungen (R_{ku} -Wert < 3) sind wünschenswert. Verringerte Welligkeiten (W_{sk} -Wert > 0) sind ebenso günstig für die Weichgewebsadaption wie isotrope Oberflächen mit S_{tr} -Werten nahe dem Wert 1. [9] Einerseits bevorzugt Weichgewebe Oberflächen aus Titan mit einem S_a -Wert von 0,2 bis 0,5 μm [17]. Innerhalb dieser Titanoberflächen fördern Titanoxid-beschichtete Oberflächen die Weichgewebsadhäsion nochmals besser als konventionell maschinell bearbeitete sowie anodisierte Abutmentoberflächen [17]. In einer anderen Studie [43] korrelierten bei Oberflächen verschiedener Materialien (Cobalt-Chrom-Molybdän, titannitridbeschichtete Titanlegierung, anodisierte Titanlegierung, kompositharzbeschichtete Titanlegierung, Zirkonoxid) nur die Parameter S_{dr} , S_{dq} und der Wasserkontaktwinkel (WCA) signifikant mit der Anheftung von hGFs [43]. Bei S_a -Werten $\leq$ einem kritischen Schwellenwert von 0,2 μm korrelierte nur der WCA. Es werden daher auch sehr glatte Abutmentoberflächen mit einem S_a -Wert $\leq$ 0,2 μm und hydrophilen Eigenschaften bevorzugt. [43] Sehr glatte Oberflächen mit einem $S_a < 0,2 \mu\text{m}$ werden beispielweise durch Polieren im elektrochemischen Verfahren erzeugt. Die entstandene Oberfläche zeigte sich sowohl bei der Adhäsion von gingivalen Fibroblasten als auch bei der Bakterienabwehr sehr effektiv. [9] Die

antibakteriellen Eigenschaften sehr glatter Oberflächen werden in weiteren Studien [44, 61] bestätigt, sind aber auch vom untersuchten Bakterienstamm abhängig [44, 61]. Diese Erkenntnisse stehen entgegen früheren Forschungsergebnissen, dass unterhalb des kritischen Schwellenwertes von $0,2\ \mu\text{m}$ (R_a) keine Reduktion der Bakterien mehr zu erwarten ist [62].

Eine weitere Studie [53] stuft Materialunterschiede als wenig relevant ein und hebt Oberflächenstruktur und Rauheit als entscheidend für die Anheftung von hGFs hervor. Auf minimal rauen Oberflächen wachsen klassisch formierte Fibroblasten mit zufälliger Ausrichtung. Auf glatten maschinieren Oberflächen hingegen sind die hGFs langgestreckt und richten sich entlang beobachteter Mikrorillen aus. [53] Zudem zeigt sich auf den glatten Oberflächen eine erhöhte Zellproliferation und homogene Zellverteilung. Minimal raue Oberflächen sind für die initiale Wachstumsphase nicht geeignet, begünstigen aber langfristig eine stärkere fokale Adhäsion der hGFs. [53]

Modifiziert nanostrukturierte Abutmentoberflächen werden aufgrund ihrer guten Zellanheftung und antibakteriellen Eigenschaften ebenfalls zur Optimierung der Weichgewebsbildung diskutiert. Das Schaffen von Nanostrukturen wie Titananoporen (TNPs) erfolgt beispielsweise durch elektrochemische Anodisierung. Mit unterschiedlichen Spannungen wurden TNPs von 50 nm bis 75 nm Durchmesser auf Oberflächen von Prüfplättchen erzeugt. [54] Das arithmetische Rauheitsmittel dieser Oberflächen lag in Abhängigkeit der Porendurchmesser bei $\sim 0,1\ \mu\text{m}$ [54]. Die mit TNPs modifizierten Oberflächen zeigten im Vergleich zu den nicht-modifizierten Prüfplättchen eine verbesserte Zelladhäsion sowie eine Ausrichtung von hGFs entlang der Nanoporen. Dies führte in der Folge zu einer verbesserten mechanischen Interaktion und Stabilität, besonders bei Porendurchmessern von 60 nm und 75 nm. [54] Auch auf nanoporösen Oberflächen klinisch eingesetzter Gingivaformer zeigten sich deutlich geringere Entzündungsgrade und eine verbesserte Zelladhäsion der hGFs. Auf unbearbeiteten Arealen derselben Gingivaformer waren Entzündungsmarker wiederum erhöht und die epitheliale Zellintegrität gestört. Die Gewebeanhaftung war im Vergleich zur nanoporösen Oberfläche deutlich vermindert und Störungen der Basallamina traten häufiger auf. [55]

Neben Nanoporen haben auch Nanosäulen einen positiven Einfluss auf das Weichgewebe. Das Protein Fibronectin bindet hervorragend an Titan-nanosäulen (TNTs) mit einem Durchmesser von 100 nm, während Periimplantitis fördernde Bakterien (*P. gingivalis*) signifikant geringer haften. [52]

1.8 Wissenschaftliche Fragestellung und Nullhypothesen

Klinische, tierexperimentelle und Laborstudien zur transgingivalen Oberflächenrauheit unterscheiden sich teils stark in Versuchsaufbau, Messmethoden und histologischen Analysen, was einen direkten Vergleich erschwert [10, 17].

Einerseits werden titanoxidbeschichtete Oberflächen mit einem S_a -Wert von 0,2 bis 0,5 μm präferiert [17]. Andererseits zeigen sehr glatte Abutmentoberflächen unterschiedlicher Materialien mit einem $S_a \leq 0,2 \mu\text{m}$ Vorteile, insbesondere bei gleichzeitig hydrophilen Eigenschaften, die mit einer verbesserten Anheftung von hGFs und einer stabilen Bindegewebsversiegelung einhergehen [9, 43]. Diese sehr glatten Oberflächen weisen zudem gute antibakterielle Eigenschaften auf [9], obwohl frühere Studien unterhalb eines Schwellenwerts von $R_a \leq 0,2 \mu\text{m}$ keine entsprechenden Effekte nachweisen konnten [62]. Ein S_a von 0,2 μm stellt demnach weiterhin einen kritischen Schwellenwert dar, der empirisch abgeleitet und früh von Bollen et al. [63] mit klinisch-biologischer Relevanz in Verbindung gebracht wurde. Bollen et al. [63] verwendeten dabei ursprünglich $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ als kritischen Schwellenwert. In der vorliegenden Arbeit wird jedoch ein kritischer Schwellenwert von $S_a = 0,2 \mu\text{m}$ bevorzugt, da ausschließlich 3D-Rauheitsmessungen durchgeführt wurden.

Neben dem S_a zeigen sich auch andere Rauheitsparameter für eine gute Zellintegration relevant. Geringe Spitzen (kleine R_p -Werte) und tiefe Täler (große R_v -Werte), breite und flache Erhebungen (R_{ku} -Wert < 3), verringerte Welligkeiten (W_{sk} -Wert > 0) sowie deren isotrope Oberflächenstrukturierung (S_{tr} -Werte bei nahezu 1) fördern die initiale Wachstumsphase von hGFs [9]. Zwei Studien [9, 43] zeigen jedoch, dass die meisten Rauheitsparameter unter einem S_a -Wert von $\leq 0,2 \mu\text{m}$ nicht mit der Anheftung von hGFs korrelieren [9, 43]. Viele der nach ISO

25178-2 definierten Rauheitsparameter werden in Studien überhaupt nicht behandelt. Es bleibt die Frage offen, welche Parameter im Zusammenhang mit der Zellintegration auf Abutmentoberflächen wirklich eine Rolle spielen und daher zur Untersuchung standardmäßig mit einbezogen werden sollten.

Zur Rauheitsanalyse von Abutments werden häufig Probenplättchen verwendet [9, 43, 54], während Untersuchungen handelsüblicher Abutments im Auslieferungszustand selten sind. Obwohl die konsequente Angabe verwendeter Filtergrößen empfohlen wird [60], fehlen entsprechende Angaben in vielen Studien. Aufgrund ihrer komplexen Geometrie weisen handelsübliche Abutments überlagerte Rauheiten, Welligkeiten und Formanteile auf, die für eine Oberflächenanalyse getrennt betrachtet werden müssen.

Die Vielzahl an Herstellern, Materialien und Abutmenttypen erschwert eine strukturierte Marktübersicht. Da Hersteller zum Herstellungsprozess wenig detaillierte Angaben machen, ist unklar, inwieweit sich Abutmentoberflächen zwischen Materialien, Herstellern, Typen oder sogar innerhalb gleicher Chargen unterscheiden. Neben quantitativen Rauheitswerten ist daher auch die hochauflösende Analyse der Oberflächenmorphologie mittels REM von Interesse, da Abutments aus der Verpackung im Vergleich zu enossalen Implantatanteilen zunächst optisch glatt erscheinen.

Die gezielte Modifikation der transgingivalen Abutmentoberflächen durch eine Politur, elektrochemische Verfahren oder Lasern wirkt sich nachweisbar positiv auf die Zelladhäsion und -integration aus [9, 52, 54, 55]. Nach Modifikation der Oberfläche durch Lasern oder Anodisieren verbleiben Nanostrukturen auf der Oberfläche, die sich in ihrer Größe und Morphologie stark voneinander unterscheiden [52, 54, 55]. Zur Diskussion steht, ob auch unbehandelte Oberflächen Nanorauheiten und -strukturen aufweisen und ob diese bei bis zu 10.000x REM-Vergrößerung sichtbar bzw. mit konfokaler Mikroskopie messbar sind.

In der klinischen Praxis unterliegen Abutments einem zahnärztlichen und zahntechnischen Workflow. Die Studie untersucht daher, ob und in welcher Weise dieser Workflow die transgingivale Oberfläche beeinflusst, was sich durch

den Vergleich roher mit klinisch bearbeiteten Abutments erfassen lässt. In der Literatur und im klinischen Alltag lassen sich einige potenzielle Einflüsse auf Abutments identifizieren: Eine Politur kann notwendig werden, um die Oberfläche von Spuren des Fertigungsprozesses zu befreien. Hierunter fallen Beschädigungen der Abutmentoberfläche, die durch fehlgeleitetes Strahlgut entstehen. Aber auch die Politur der Schnittstelle zwischen transgingivaler Abutmentzone und Krone zur Verbesserung der Randpassung wird in Dentallaboren praktiziert und empfohlen [31]. Zur Entfernung bakterieller Plaque werden Abutments neben der häuslichen Mundhygiene regelmäßig während Prophylaxesitzungen mittels Airpolishing gereinigt [33]. In den zahnärztlichen Routinekontrollen wird der Kronen-Abutment-Übergang sondiert. Zur Prävention von periimplantären Erkrankungen werden mit einer Sonde unter anderem die Zahnfleischtaschen gemessen [32], während subgingival liegende Konkremente mit Küretten oder Schallscalern entfernt werden [34]. Zudem werden mit Sonden, Scalern oder Küretten nach dem Zementieren überschüssige Zementreste entfernt. Diese rufen nachweisbar ein unterschiedlich starkes Ausmaß an Kratzern auf der Abutmentoberfläche hervor. [38, 39]

Damit werden für die Studie folgende Nullhypothesen formuliert:

Handelsübliche Abutments

- Da handelsübliche dentale Abutments optisch glatt scheinen, sind unter dem REM keinerlei markante Strukturen wie Poren, Rillen oder Erhebungen im Sub- μ - oder Nanometerbereich zu finden.
- Da handelsübliche dentale Abutments optisch glatt scheinen, unterscheidet sich der arithmetische Rauheitsmittelwert der transgingivalen Oberfläche verschiedener Prüfkörpergruppen nicht signifikant von dem als weichgewebtsfreundlich beschriebenen kritischen Schwellenwert S_a von $0,2\ \mu\text{m}$.
- Die Rauheitsparameter der transgingivalen Oberfläche aller untersuchter Prüfkörpergruppen unterscheiden sich zwischen den Materialien nicht signifikant.

- Die Rauheitsparameter der transgingivalen Oberfläche verschiedener Prüfkörpergruppen aus Titan unterscheiden sich von Hersteller zu Hersteller nicht signifikant.
- Die Rauheitsparameter der transgingivalen Oberfläche verschiedener Prüfkörpergruppen aus Titan oder Zirkonoxid unterscheiden sich innerhalb eines Herstellers nicht signifikant.
- Die Rauheitsparameter der transgingivalen Oberfläche verschiedener Prüfkörpergruppen unterschiedlicher Materialien unterscheiden sich zwischen den Abutmenttypen nicht signifikant.
- Die Rauheitsparameter der transgingivalen Oberfläche einer Prüfkörpergruppe unterscheiden sich an drei zufällig ausgewählten Positionen innerhalb der transgingivalen Zone nicht signifikant.

Polierte und sondierte Abutments im klinischen Workflow

- Das Sondieren der transgingivalen Oberfläche dentaler Abutments mit einer zahnärztlichen Sonde verändert die Rauheitsparameter roher Prüfkörperoberflächen nicht signifikant. Manipulationsspuren sind im REM nicht sichtbar.
- Eine Politur der transgingivalen Oberfläche dentaler Abutments im Zusammenhang mit dem zahntechnischen Workflow verändert die Rauheitsparameter roher Prüfkörperoberflächen nicht signifikant. Spuren der Politur sind im REM nicht sichtbar.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Identifikation der für die Studie relevanten Literatur

Die Literaturrecherche erfolgte in den Datenbanken PubMed und Google Scholar (Google LLC, Mountain View, Kalifornien, USA). Ziel war die Identifikation von Zusammenhängen zwischen dem Herstellungsprozess dentaler Abutments, deren klinischer Verarbeitung, der resultierenden Oberflächenrauheit und den Auswirkungen auf das periimplantäre Weichgewebe. Berücksichtigt wurden klinische Studien, Tierstudien sowie Labor- und Zellversuchsstudien. Der Schwerpunkt lag auf klinischen Studien, da sie patientenbezogene systemische Faktoren abbilden. Präklinische Studien dienten der Ergänzung und Einordnung aktueller industrieller Entwicklungen. Aufgrund der begrenzten Datenlage erfolgte die Recherche zunächst ergebnisoffen unter Verwendung folgender themenspezifischer Schlüsselwörter: „dental abutments“, „healing abutments“, „implantation“, „wound healing“, „soft tissue integration“, „soft tissue sealing“, „transgingival surface“, „transmucosal surface“, „gingival cells“, „nanostructured surface“, „roughness“, „roughness parameter“, „abutment surface polishing“, „abutment surface probing“ und „confocal microscopy“. Das Literaturverzeichnis der Sekundärliteratur führte wiederum zu relevanter primärer Literatur.

2.2 Beschaffung der Prüfkörper

Proben der Fa. Straumann (Basel, Schweiz), Fa. Medentika (Ahrweiler, Deutschland) und Fa. Neodent (Curitiba, Brasilien) wurden durch die Straumann AG (Basel, Schweiz), vertreten durch Raphael Wagner, PhD, zur Verfügung gestellt. Proben der Fa. Camlog (Basel, Schweiz) wurden durch Peter Thommen und Maria Scheuermann zur Verfügung gestellt. Die Probenbeschaffung der Fa. Dentsply Sirona (Charlotte, USA) erfolgte über Michael Baisch.

2.3 Vorauswahl der Prüfkörper

Ziel der Studienvorbereitung war eine möglichst breite Abdeckung des Marktes. Aufgrund der Vielzahl verfügbarer Abutmentmaterialien, -typen und -hersteller

erfolgte zunächst eine Vorauswahl etablierter und marktprägender Hersteller sowie Anbieter mit geringerer Marktpräsenz. Kleinere Hersteller konnten die benötigte Prüfkörperanzahl teilweise nicht bereitstellen. In die Auswahl einbezogen wurden Straumann, Medentika, Neodent, Dentsply Sirona, Camlog und Bego (Bremen, Deutschland). Als temporäre Abutments wurden ausschließlich Gingivaformer untersucht, während bei definitiven Abutments mehrere Subtypen berücksichtigt wurden. Insgesamt entfielen 62,1 % der Prüfkörper auf Gingivaformer und 37,9 % auf definitive Abutments. Die Materialauswahl orientierte sich an marktüblichen dentalen Werkstoffen und deren Verbreitung. Den größten Anteil stellte Titan (79,3 %), gefolgt von Zirkonoxid (10,3 %), PEEK (6,9 %) und der Edelmetalllegierung (3,5 %). Pro Gruppe wurden zunächst acht Prüfkörper eingeplant, um Messungen mittels konfokaler Mikroskopie und Rasterelektronenmikroskopie sowie eine robuste Datenerhebung zu gewährleisten. Insgesamt umfasste die Vorauswahl 29 Prüfkörpergruppen mit 230 Prüfkörpern.

2.4 Ausschluss einzelner Prüfkörpergruppen

Im Zuge der Studienplanung wurden vier Prüfkörpergruppen ausgeschlossen, da sie die Kriterien der Vorauswahl nicht erfüllten. Der Gingivaformer *PS HP 57809* (Bego®) wurde aufgrund unzureichender Stückzahl ($n = 2$) ausgeschlossen. Das *Standardabutment abgewinkelt – Microcone/Quattrocone* (Medentika®) sowie der *individualisierbare Gingivaformer GM* (Neodent®) überschritten die transgingivale Breite von > 1 mm in z-Richtung und waren daher nicht für die konfokale Mikroskopie geeignet (siehe Kapitel 2.8.2). Das *RD Healing Cap* (Straumann®) wurde aufgrund einer zu geringen Stückzahl ($n = 4$) sowie einer unzureichenden Messstrecke innerhalb der transgingivalen Zone ausgeschlossen, da dies zu überlappenden Messfeldern und verfälschten Rauheitswerten geführt hätte (siehe Kapitel 2.8.2). Nach Ausschluss dieser Gruppen wurden 25 Prüfkörpergruppen in die Studie aufgenommen. Von den mindestens acht Prüfkörpern jeder Gruppe wurden schließlich fünf Prüfkörper je Gruppe gemessen.

2.5 Detaillierte Übersicht über die ausgewählten Prüfkörpergruppen

Tabelle 2.1: Übersicht aller Prüfkörpergruppen

Gruppe	Hersteller	Handelsname	REF	Stückzahl
Nr. 01	STR	RC Variobase für Krone GH 3	220.109	5 St.
Nr. 02	STR	SC Variobase m. Schr., oval TAN	220.040	5 St.
Nr. 03	STR	RC Variobase C GH 1	220.044	5 St.
Nr. 04	STR	NC Variobase für Brücke/Steg	220.110	5 St.
Nr. 05	MDK	MedentiBase Abutment gerade	2 28 05	5 St.
Nr. 06	STR	NC Healing Abutment conical	024.2226Z	5 St.
Nr. 07	STR	RB/WB Healing Abutment Bridge	064.4233S	5 St.
Nr. 08	STR	CI RD Healing Cap 5.2x4.5	032.057S	5 St.
Nr. 09	STR	CI RD Healing Cap 5.2x3.0	032.056S	5 St.
Nr. 10	STR	NNC Healing Cap	048.074S	5 St.
Nr. 11	STR	NT Healing Cap	036.0204S	5 St.
Nr. 12	STR	RT Healing Cap	036.1204S	5 St.
Nr. 13	STR	WT Healing Cap	036.2204S	5 St.
Nr. 14	STR	RD Healing Cap	032.033S	-
Nr. 15	MDK	Titanbasis	1 09 02	5 St.
Nr. 16	MDK	Standardabutment abgewinkelt	2 07 09	-
Nr. 17	MDK	HSL Abutment/angussfähig	1 08 01	5 St.
Nr. 18	BEG	PS HP 57809	57809	-
Nr. 19	CAM	Conelog Universal abutment	C2211.4300	5 St.
Nr. 20	CAM	Conelog Healing Cap, wide body	C2014.4360	5 St.
Nr. 21	SIR	Direct Abutment	24530	5 St.
Nr. 22	SIR	Healing Abutment Astra Tech Impl.	24584	5 St.
Nr. 23	MDK	Gingivaformer 4.5x4.0	2 03 04	5 St.
Nr. 24	MDK	Gingivaformer 3.5x4.0	1 03 02	5 St.
Nr. 25	MDK	Gingivaformer 4.8x3.0	4 03 05	5 St.
Nr. 26	NEO	Mikro Abutment GM	115.258	5 St.
Nr. 27	NEO	GM Pro Peek Abutment	114.743	5 St.
Nr. 28	NEO	Gingivaformer für GM CoCr Basis	106.238	5 St.
Nr. 29	NEO	Individualisierbarer Gingivaformer	106.225	-
			SUMME	125

STR = Straumann®, MDK = Medentika®, NEO = Neodent®, CAM = Camlog®,
BEG = BEGO®, SIR = Dentsply Sirona

In Tabelle 2.1 wurden alle Prüfkörpergruppen mit fortlaufenden Nummern von 01 bis 29 übersichtlich dargestellt. Die Nummerierung dient im weiteren Verlauf anstelle der herstellerepezifischen Produktbezeichnungen einem verbesserten Lesefluss sowie einer übersichtlichen und kompakten Darstellung der Prüfkörpergruppen. Die Nummernvergabe erfolgte entsprechend dem Zeitpunkt der Aufnahme in die Vorauswahl der Studie, wobei Prüfkörpergruppe Nr. 01 zuerst und Nr. 29 zuletzt aufgenommen wurde. In der Übersichtstabelle rot markierte Gruppen wurden im Rahmen der Vorauswahl ausgeschlossen und werden in den folgenden Kapiteln nicht mehr berücksichtigt.

2.5.1 Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Material

Tabelle 2.2 zeigt die Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Material. Die 25 Prüfkörpergruppen wurden den Materialgruppen Titan, Zirkonoxid, PEEK und der Edelmetalllegierung zugeordnet. Letztere besteht aus 60 % Gold, 20 % Palladium, 19 % Platin und 1 % Iridium.

Tabelle 2.2: Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Material

Material	Prüfkörpergruppe	Summe	Anteil
<i>Titan</i>	<i>Nr. 01, Nr. 02, Nr. 03, Nr. 04, Nr. 05, Nr. 07*, Nr. 10, Nr. 11, Nr. 12, Nr. 13, Nr. 15, Nr. 19, Nr. 20, Nr. 21, Nr. 22, Nr. 23, Nr. 24*, Nr. 25, Nr. 26, Nr. 28*</i>	20	80 %
<i>Zirkonoxid</i>	<i>Nr. 06, Nr. 08, Nr. 09</i>	3	12 %
<i>PEEK</i>	<i>Nr. 27</i>	1	4 %
<i>Edelmetalllegierung</i> (Au 60%, Pd 20 %, Pt 19%, Ir 1%)	<i>Nr. 17</i>	1	4 %
		25	100 %

* zusätzlich anodisierte Titanoberfläche [64]

2.5.2 Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Abutmenttyp

Tabelle 2.3 zeigt die Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Abutmenttyp. Es wurden die in der Studie eingeschlossen 25 Prüfkörpergruppen ihrem jeweils übergeordneten Abutmenttyp zugeordnet.

Tabelle 2.3: Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Abutmenttyp

Abutmenttyp	Prüfkörpergruppe	Summe	Anteil
<i>Gingivaformer</i>	Nr. 06, Nr. 07, Nr. 08, Nr. 09, Nr. 10, Nr. 11, Nr. 12, Nr. 13, Nr. 20, Nr. 22, Nr. 23, Nr. 24, Nr. 25, Nr. 28	14	56 %
<i>definitive Abutments</i>	Nr. 01, Nr. 02, Nr. 03, Nr. 04, Nr. 05, Nr. 15, Nr. 17, Nr. 19, Nr. 21, Nr. 26, Nr. 27	11	44 %
		25	100 %

Einteilung der Prüfkörpergruppen definitiver Abutments nach Subtyp

Zusätzlich erfolgte eine Einteilung der Prüfkörpergruppen nach Subtypen innerhalb der definitiven Abutments, da diese unterschiedlichen zahntechnischen Workflows unterliegen (siehe Kapitel 1.5.1). In Tabelle 2.4 sind die 11 Prüfkörpergruppen innerhalb der definitiven Abutments nach ihren Subtypen (konfektioniert, individualisierbar, CAD/CAM-gefertigt) aufgeschlüsselt dargestellt. CAD/CAM-gefertigte Abutments werden als Rohlinge geliefert, wobei die transgingivale Zone erst laborseitig individuell ausgearbeitet wird. Eine Untersuchung herstellerseitig erzeugter transgingivaler Zonen war daher nicht möglich, sodass dieser Subtyp nicht in der vorliegenden Studie berücksichtigt wurde.

Tabelle 2.4: Einteilung der Prüfkörpergruppen definitiver Abutments nach Subtyp

Abutmentsubtyp	Prüfkörpergruppe	Summe	Anteil
<i>Individ. Abutment</i>	Nr. 05, Nr. 15, Nr. 17, Nr. 19, Nr. 26, Nr. 27	6	54,5 %
<i>Konfekt. Abutment</i>	Nr. 01, Nr. 02, Nr. 03, Nr. 04, Nr. 21	5	45,5 %
<i>CAD/CAM - Abutment</i>	-	0	0 %
		11	100 %

2.6 Fotodokumentation der Prüfkörper und deren Verpackung

Vor Entnahme der Prüfkörper wurden die ungeöffneten Verpackungen fotografiert, um Gemeinsamkeiten und Unterschiede in Art und Form der Verpackung zu dokumentieren. Dabei wurden auch Hinweise zur Lagerung, zur separaten oder gemeinsamen Verpackung mit anderen Teilen sowie zur Sterilität berücksichtigt. Nach der Fotodokumentation wurden die Prüfkörper aus ihrer Verpackung entnommen und auf einem individuellen Träger platziert. Nach der Messung am konfokalen Lichtmikroskop und zusätzlich nach Manipulation der Oberflächen wurden die Prüfkörper jeweils auf ihrem Träger fotografiert. Für jede Prüfkörpergruppe wurde so anhand eines Prüfkörpers eine fortlaufende Fotodokumentation erstellt, wie Abbildung 2.1 beispielhaft zeigt.

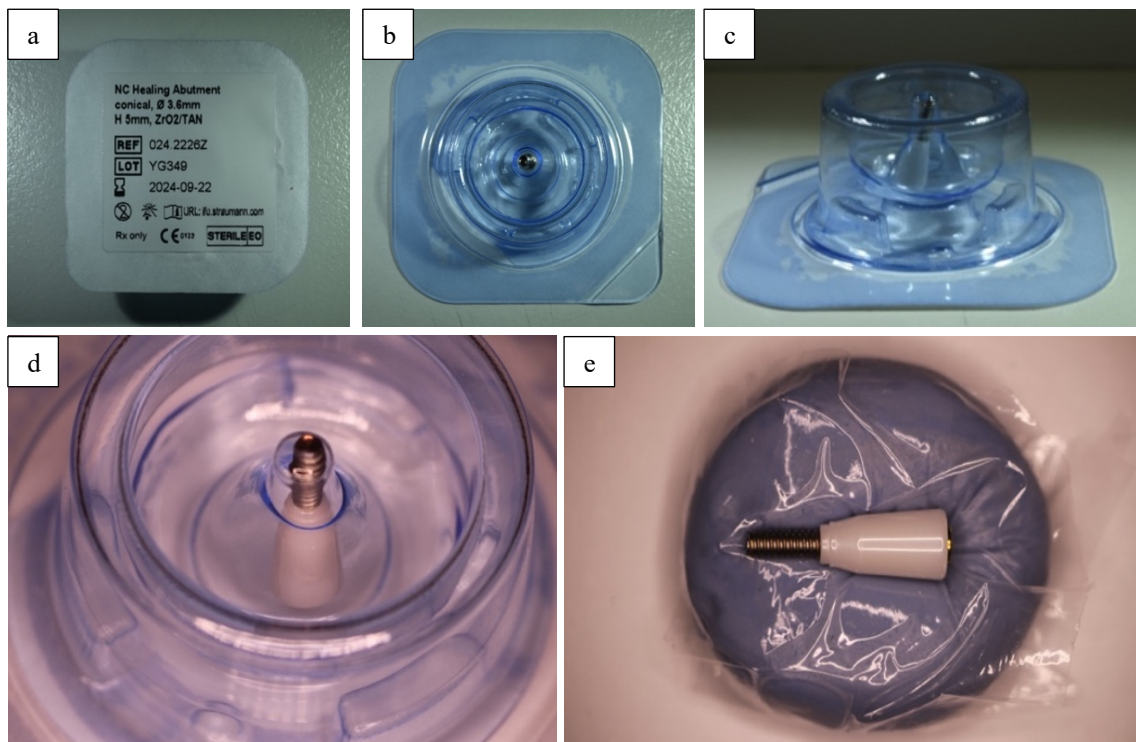


Abbildung 2.1: Fotodokumentation eines Prüfkörpers der Gruppe Nr. 06

Die Abbildungen a-d zeigen den Prüfkörper mit Verpackung aus verschiedenen Perspektiven. Abbildung e zeigt den Prüfkörper auf seinem individuellen Silikonträger. Eine Manipulation der Oberfläche fand bei gezeigtem Prüfkörper nicht statt.

2.7 Manipulation der Oberflächen

Der Einfluss des klinischen Workflows auf die transgingivale Oberfläche war eine zentrale Fragestellung der Studie. Zur Untersuchung potenzieller Manipulationseffekte wurden einige Prüfkörper nach standardisiertem Protokoll auf zwei Arten behandelt: durch Sondieren mit einer Sonde ähnlich dem klinischen Sondieren oder Entfernen von Zementresten (siehe Kapitel 1.4), und durch Polieren der Oberfläche, wie es in Dentallaboren üblich ist (siehe Kapitel 1.3). Nach der Manipulation wurden die Oberflächen am konfokalen Mikroskop untersucht und deren Rauheitsparameter mit denen der nicht-manipulierten Prüfkörper verglichen. Auch unter dem REM erfolgte ein Vergleich manipulierter und unveränderter Oberflächen. Da Gingivaformer im klinischen Workflow weder poliert noch sondiert werden, wurden für die Oberflächenmanipulation ausschließlich definitive Abutments verwendet.

2.7.1 Manipulation durch eine Sonde

Acht Prüfkörper wurden mit einer Kuhhornsonde (SKU: 116.EXD3CH6) aus rostfreiem Edelstahl der Fa. Hu-Friedy (Chicago, Illinois, USA) sondiert (siehe Abbildung 2.2). Mit einem Sondierungsdruck von 0,25 N wurde die transgingivale Oberfläche zwanzigmal abgefahren. Der Sondierungsdruck wurde vorab an einer Waage getestet. Zur Lokalisierung der sondierten Areale wurde die transgingivale Oberfläche jedes Prüfkörpers in vier Quadranten unterteilt.



Abbildung 2.2: Kuhhornsonde der Firma Hu-Friedy

Mit dieser Sonde wurde die Prüfkörperoberfläche sondiert. Das Sondieren von Kronenrändern oder Entfernen überschüssiger Zementreste mit einer Sonde ist im Rahmen einer zahnärztlichen Kontrolluntersuchung üblich.

Die Sonde wurde in einem Quadranten angewendet, der an einer gut sichtbaren, für die Messung irrelevanten Stelle markiert wurde. So konnte die manipulierte Fläche im konfokalen Mikroskop und im REM stets korrekt positioniert werden.

Tabelle 2.5: Übersicht der sondierten Prüfkörper

Manipulation	Prüfkörper	Summe	Anteil
Sondieren	Nr. 01/1, Nr. 02/1, Nr. 03/1, Nr. 04/1, Nr. 05/1, Nr. 15/1, Nr. 17/1, Nr. 21/1	8	ca. 6,4 %

Tabelle 2.5 zeigt eine Übersicht über die acht sondierten Prüfkörper vom Typ der definitiven Abutments. Es wurde jeweils der erste Prüfkörper jeder Gruppe sondiert. In der tabellarischen Übersicht ist die Nummer der Prüfkörpergruppe um die Nummer des Prüfkörpers erweitert worden. So wurde zum Beispiel der erste Prüfkörper der Gruppe Nr. 01 mit „Nr. 01/1“ gekennzeichnet. Abbildung 2.3 zeigt exemplarisch zwei sondierte transgingivale Oberflächen.

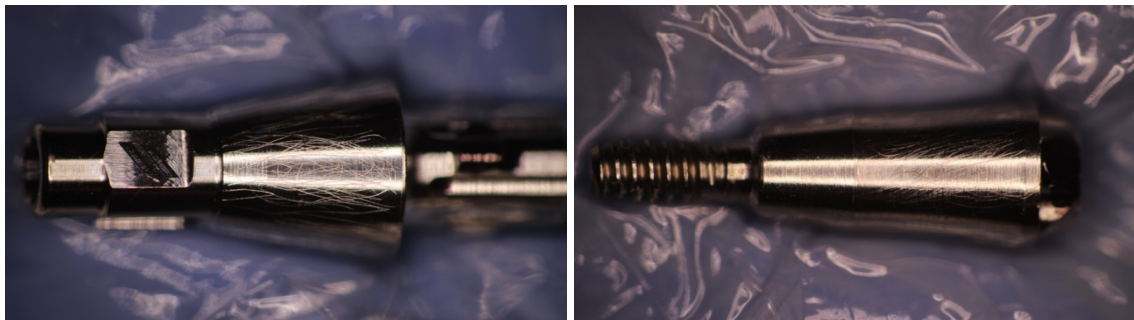


Abbildung 2.3: Prüfkörper nach Sondenmanipulation

Prüfkörper Nr. 01/1 (links) und Nr. 05/1 (rechts) zeigten nach Manipulation der transgingivalen Zone makroskopisch sichtbare Kratzspuren durch die zahnärztliche Sonde. Der schwarze Punkt markiert jeweils den manipulierten Quadranten.

2.7.2 Manipulation durch Oberflächenpolitur

Acht weitere Prüfkörper wurden mit dem in Abbildung 2.4 dargestellten Polierer-Triplett poliert. Das Polierer-Triplett entspricht einer möglichen Zusammenstellung an Polierern in einem Dentallabor. Auch die Politur wurde in einem Quadranten angewendet, der an einer gut sichtbaren, für die Messung irrelevanten Stelle markiert wurde. Insgesamt wurden drei Polierstufen gewählt.



Abbildung 2.4: Polierer-Triplett mit zugehöriger Polierpaste

Das Triplett (links) besteht von links nach rechts aus einer schwarzen Polierscheibe, einem grünen Gummierer sowie einer Ziegenhaarbürste. Die Polierpaste (rechts) wurde in Kombination mit der Ziegenhaarbürste verwendet.

Die transgingivale Oberfläche wurde mit einer groben, schwarzen Polierscheibe (9511V 220, Fa. Meisinger, Neuss, Deutschland) vorpoliert, mit einem grünen Gummierer (9513H 220, Fa. Meisinger) feinpoliert und mittels Ziegenhaarbürste (Hrssl. - Nr. 20400000, Fa. Renfert, Hilzingen, Deutschland) und Polierpaste (Tiger Brillant, Fa. Dentaureum, Ispringen, Deutschland) auf Hochglanz poliert. Sichtbare Rückstände wie Polierstaub oder -paste wurden für je 20 Sekunden mit einem Dampfstrahler entfernt.

Tabelle 2.6: Übersicht der polierten Prüfkörper

Manipulation	Prüfkörper	Summe	Anteil
Politur	Nr. 01/2, Nr. 02/2, Nr. 03/2, Nr. 04/2, Nr. 05/2, Nr. 15/2, Nr. 17/2, Nr. 21/2	8	ca. 6,4 %

Es folgte eine Reinigung im Ultraschallbad für je fünf Minuten sowie ein Tauchbad in 95%iger Ethanollösung für je 30 Sekunden. Tabelle 2.6 zeigt eine Übersicht über die polierten Prüfkörper. Es wurden Prüfkörper derselben Prüfkörpergruppen poliert, die bereits sondiert worden sind. Für die Politur wurde jeweils der zweite Prüfkörper innerhalb einer Prüfkörpergruppe bearbeitet. Die Nummerierung erfolgte äquivalent zu den sondierten Prüfkörpern. Abbildung 2.5 zeigt exemplarisch zwei polierte Prüfkörper.



Abbildung 2.5: Auswahl polierter Prüfkörper

Prüfkörper Nr. 01/1 (links) und Nr. 05/1 (rechts) zeigten nach Politur mit dem Polierer-Triplett eine optisch glänzende Oberfläche. Der schwarze Punkt markiert jeweils den manipulierten Quadranten.

2.8 Messverfahren

2.8.1 Rasterelektronenmikroskopie

Für die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen wurde das Mikroskop LEO 1430 der Firma Zeiss (Oberkochen, Deutschland) verwendet. Es wurden zufällig 22 Prüfkörper aus sieben Prüfkörpergruppen ausgewählt, wobei alle vier Materialien, manipulierte und nicht-manipulierte Prüfkörper sowie beide Abutmenttypen vertreten waren. Tabelle 2.7 zeigt eine Übersicht über die mittels REM aufgenommenen Prüfkörper. Steril verpackte Prüfkörper wurden wie Sterilgut behandelt. Das Öffnen der Verpackung und die Entnahme der Prüfkörper erfolgte stets unter Bedingungen, wie sie auch in einem ambulanten OP einer Zahnarztpraxis vorzufinden sind. Hierzu zählte auch die Verwendung steriler Handschuhe. Ein Reinraum wurde nicht eingesetzt. Die Prüfkörper wurden erneut für 30 Sekunden in eine 95%ige Ethanollösung getaucht.

Tabelle 2.7: Übersicht über die mittels REM aufgenommenen Prüfkörper

Prüfkörper	Abutmenttyp	Zustand	Summe
Nr. 01/1	definitives Abutment	poliert	1
Nr. 01/2		sondiert	1
Nr. 01/3, Nr. 01/4		roh	2
Nr. 02/1	definitives Abutment	poliert	1
Nr. 02/2		sondiert	1
Nr. 02/3, Nr. 02/4		roh	2
Nr. 08/1, Nr. 08/2	Gingivaformer	roh	2
Nr. 17/1	definitives Abutment	poliert	1
Nr. 17/2		sondiert	1
Nr. 17/3, Nr. 17/4		roh	2
Nr. 21/1	definitives Abutment	poliert	1
Nr. 21/2		sondiert	1
Nr. 21/3, Nr. 21/4		roh	2
Nr. 27/1, Nr. 27/2	definitives Abutment	roh	2
Nr. 28/1, Nr. 28/2	Gingivaformer	roh	2
Summe			22

Anschließend wurden die Prüfkörper wie in Abbildung 2.6 dargestellt mithilfe eines leitfähigen Kohlenstoffklebepads (Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) auf metallischen Probestellern fixiert. Die Prüfkörper wurden zunächst mit Silberleitlack beschichtet, um eine elektrische Verbindung zwischen den metallischen Anteilen und dem Probesteller herzustellen. Nichtmetallische Prüfkörper aus PEEK oder Zirkonoxid wurden mittels Gold-Palladium-Beschichtung (Sputter coater SCD005, BAL-TEC, Schweiz) mit einer Schichtdicke von ca. 22 nm leitfähig gemacht. Die Prüfkörpernummern wurden auf der Unterseite der Probesteller vermerkt, um eine eindeutige Zuordnung aller Aufnahmen zu gewährleisten. Es wurden Probeaufnahmen in 50x, 100x, 500x, 1.000x, 2.500x, 5.000x, 10.000x und 20.000x Vergrößerung angefertigt. Die Vergrößerungen 50x und 100x erwiesen sich als geeignet für Übersichtsaufnahmen, während bei 20.000x keine ausreichenden Kontraste der Oberflächentextur darstellbar waren. Daher wurden für die weiteren Prüfkörper keine Aufnahmen in 20.000x Vergrößerung erstellt. Alle übrigen Vergrößerungen wurden für jeden Prüfkörper aufgenommen.

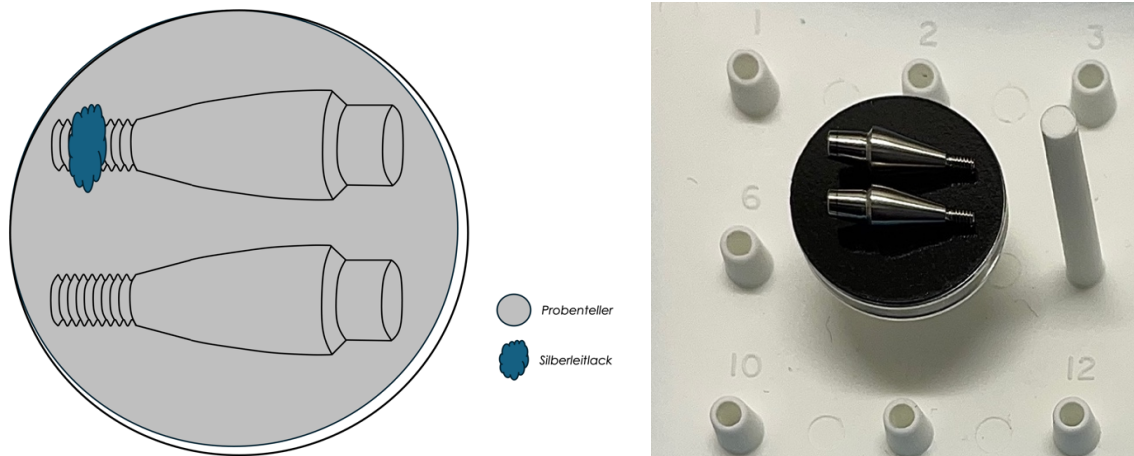


Abbildung 2.6: Probesteller für die Messung am Rasterelektronenmikroskop

Schemazeichnung (links) sowie Prüfkörper Nr. 21/03 und Nr. 21/04 (rechts) auf ihrem Probesteller. Zwischen Teller und Prüfkörper wurde ein leitfähiges Pad aus Kohlefaser aufgeklebt.

Zu Beginn wurden je Vergrößerungsstufe zwei Aufnahmen angefertigt und als „oben“ und „unten“ gekennzeichnet. „Unten“ bezeichnete dabei den zur Abutmentschraube gerichteten Anteil der transgingivalen Oberfläche, „oben“ den zur Abutmentschulter gerichteten Bereich. Dadurch war die Position des jeweiligen Bildausschnitts stets eindeutig nachvollziehbar. Auffällige Strukturen, die bereits bei geringerer Vergrößerung sichtbar waren, wurden bei höheren Vergrößerungen weiterverfolgt. Bei mehreren markanten Stellen wurden diese fortlaufend nummeriert (1 bis 4). Bei zwei Strukturen innerhalb einer Vergrößerung erfolgte eine zusätzliche Kennzeichnung mit den Buchstaben ‚a‘ und ‚b‘.

2.8.2 Konfokale Lichtmikroskopie

Zur Rauheitsanalyse wurde die konfokale Lichtmikroskopie als Teil der optischen Profilometer [60] gewählt. Alle Rohdaten wurden am konfokalen Mikroskop (MarSurf CM Explorer, 600400) der Firma Mahr (Esslingen, Deutschland) gesammelt. Das Mikroskop verwendet eine Hochleistungs-LED als Lichtquelle, Licht wird auf einen kleinen Punkt der Objektoberfläche fokussiert. Gleichzeitig wird das Licht nur in einer Schicht (Ebene) des Objekts fokussiert, sodass auch nur Lichtstrahlen aus dieser Ebene scharf abgebildet werden. Ein Lochfilter

verhindert, dass Streulicht aus anderen Ebenen die Schärfe negativ beeinflusst. Durch schichtweise Aufnahmen wird Ebene für Ebene des Objektes erfasst. Die einzelnen Schichten werden anschließend zu einem dreidimensionalen Bild zusammengesetzt. Aufgrund der individuellen Form der Prüfkörper war eine sichere Positionierung auf dem Objektisch ohne Oberflächenbeschädigung nicht möglich. Daher wurde für jede Prüfkörpergruppe, wie in Abbildung 2.7 dargestellt, eine individuelle Silikonhalterung angefertigt. Hierzu wurde ein additionsvernetzendes Silikon (Blue Eco Lab Putty, DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland) angemischt, mit Frischhaltefolie abgedeckt und der jeweils erste Prüfkörper einer Gruppe in das Material eingedrückt. Nach Aushärtung entstand ein Negativabdruck, der innerhalb jeder Gruppe als Haltevorrichtung für die Messungen diente. Die Frischhaltefolie verhinderte eine Kontamination der Prüfkörper durch Silikonrückstände. Die Prüfkörper wurden so ausgerichtet, dass die transgingivale Oberfläche unter Berücksichtigung der Eigenkonizität möglichst parallel zur Tischebene lag.

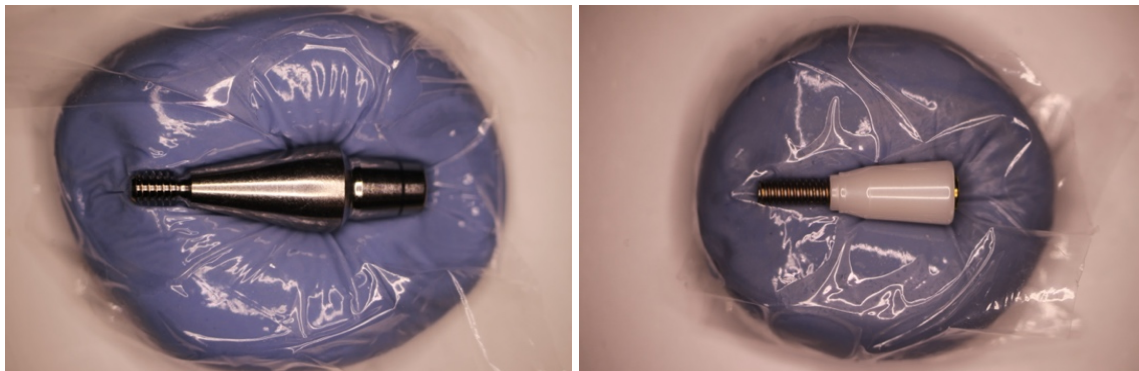


Abbildung 2.7: Prüfkörper auf ihren individualisierten Objektträgern

Prüfkörper der Gruppe Nr. 06 (links) und Nr. 21 (rechts) auf ihren jeweiligen individualisierten Objektträgern aus Blue Eco Lab Putty und Frischhaltefolie.

Für die Messung wurde ein 800 XS-Objektiv (Vergrößerung: 20x/ numerische Apertur: 0.60) verwendet. Der Arbeitsabstand betrug ≤ 1 mm. Die Helligkeit wurde durch das Mikroskop automatisiert eingestellt. Zunächst wurde ein Übersichtsbild erstellt, auf dessen Grundlage die transgingivale Zone mithilfe eines Gitternetzes begrenzt und in drei gleich große Messzonen unterteilt wurde: Messzone 1 grenzte an den Gewindefuß, Messzone 2 lag in der Mitte der Oberfläche und Messzone 3 schloss an die Abutmentschulter an. Da sich die

transgingivale Oberfläche zwischen den Prüfkörpergruppen in der Gesamtbreite unterschied, erfolgte die Unterteilung relativ zur jeweiligen Zonenbreite. Am konfokalen Mikroskop wurden je Prüfkörper drei mikroskopische Einzelmessfelder erfasst. Die Einzelmessfelder hatten aufgrund des verwendeten Objektivs eine Größe von $809\text{ }\mu\text{m} \times 809\text{ }\mu\text{m}$. Mithilfe des integrierten Multi-Tool-Spots im Gitternetz wurden sie so positioniert, dass je ein Feld in jeder Messzone lag. Der Abstand zwischen zwei Messfeldern, als Offset bezeichnet, wurde für jede Prüfkörpergruppe neu festgelegt, innerhalb einer Gruppe jedoch konstant gehalten. Die Offset-Werte lagen stets $\geq 0\text{ }\mu\text{m}$, um Überlappungen der Einzelfelder zu vermeiden, die zu voneinander abhängigen Messergebnissen geführt hätten. Abbildung 2.8 zeigt schematisch die Einteilung der Messzonen und das Positionieren der Einzelmessfelder mitsamt Offset innerhalb der transgingivalen Zone.

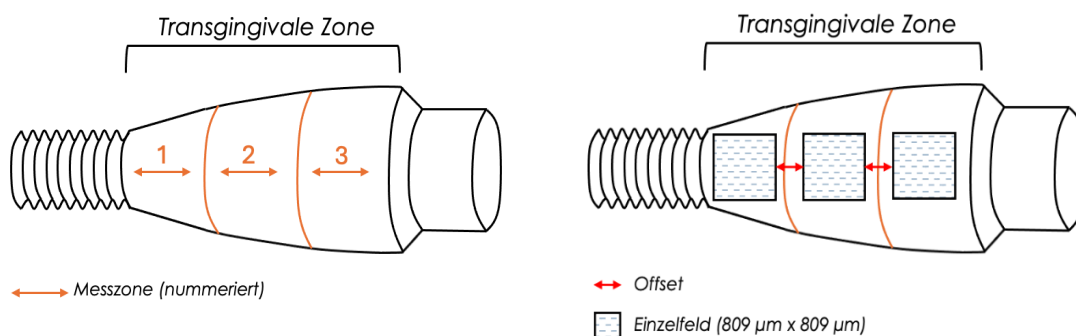


Abbildung 2.8: Messzonen der transgingivalen Oberfläche

Die Schemazeichnungen veranschaulichen die Einteilung der transgingivalen Oberfläche in drei Messzonen (links) sowie die Positionierung der genormten, konfokalen Einzelmessfelder innerhalb der Messzonen mitsamt Offset (rechts).

Durch die parallele Positionierung der Prüfkörper zur Tischebene entstand das Gitternetz des Multi-Tool-Spots in der x-/y-Ebene. Die Konizität der Prüfkörper führte, wie in Abbildung 2.9 schematisch dargestellt, zu Höhenunterschieden in z-Richtung. Es musste für jeden Prüfkörper der Messbereich in z-Richtung neu festgelegt werden. Dazu wurde das Objektiv schichtweise verschoben, bis obere und untere Fokusgrenzen ermittelt wurden. Die Fokusgrenzen wurden manuell

in die Software eingepflegt, sodass das Objektiv automatisiert über die Oberfläche fahren konnte. Wurden die Fokusgrenzen nicht korrekt ermittelt, musste die Messung abgebrochen und der Fokus neu eingestellt werden. Prüfkörper mit Höhenunterschieden > 1 mm in z-Richtung wurden aussortiert, da sonst jedes Einzelfeld hätte gesondert voreingestellt werden müssen, was Messungenauigkeiten begünstigt. Bei Höhenunterschieden < 350 μm kam die herstellerspezifische Piezo-Technik zum Einsatz, bei 350 μm bis 1 mm wurde das Objektiv mithilfe des integrierten Mikromotors ohne Piezo-Technik bewegt. Nach der Messung wurden Offset, Piezo-Einsatz und der z-Bereich für jeden Prüfkörper notiert. Die Datensätze der drei Einzelfelder wurden unter der jeweiligen Prüfkörpernummer in der Software der Firma Mahr gespeichert.

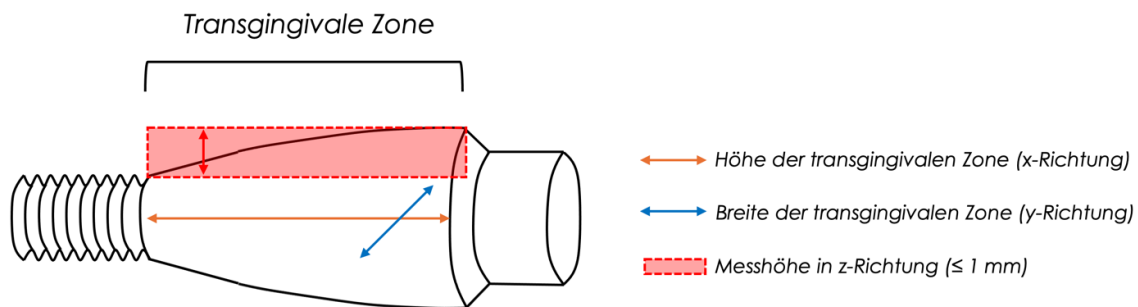


Abbildung 2.9: Ausrichtung eines Prüfkörpers in x-, y- und z-Richtung

Die Ausrichtung des Prüfkörpers erfolgte parallel zum Mikroskopisch (x-/y-Ebene). Über die gesamte Höhe der transgingivalen Zone hinweg wurden Differenzen in z-Richtung von ≤ 1 mm durch die Software des Mikroskops ausgeglichen, indem vorab die z-Höhe manuell eingegeben wurde.

2.9 Datenauswertung

2.9.1 Datenverarbeitung in MountainsMap®

Die Rohdaten aus der Software der Firma Mahr wurden in MountainsMap® (Fa. Digital Surf, Besancon, Frankreich) übertragen. Dort wurden Voreinstellungen angepasst, um die für die Studie relevanten Parameter automatisch aus den Rohdatensätzen zu filtern. Ein einmal erstelltes Template erlaubte die automatische Auswertung aller Datensätze. Für das Template wurden alle Kanäle, die nicht auf die Topografie ausgerichtet waren, extrahiert. Aufgrund von Höhendifferenzen innerhalb der Prüfkörper in z-Richtung oder materialbedingter

Lichtreflexion war das Fehlen von Datenpunkten möglich. Datensätze mit $\geq 90\%$ gültigen Punkten wurden durch benachbarte Werte extrapoliert, Datensätze mit $< 90\%$ gültigen Punkten verworfen. Polynomfunktionen wurden verwendet, um allgemeine Unebenheiten der Einzelmessfelder zu entfernen, die durch konvexe oder konkave Anteile sowie unvollständig plan liegende Prüfkörper entstanden sind und nicht die eigentliche Oberflächenrauheit widerspiegeln. Ohne diese Filterung wären die Rauheitswerte fälschlich erhöht gewesen. Für die Entfernung von langwelligen Form- und Welligkeitsanteilen sowie der kurzwelligen Mikrorauheiten („Rauschen“) kamen zwei Gaußfilter zum Einsatz: Der S-Filter λ_s (Tiefpassfilter) sowie der L-Filter λ_c (Hochpassfilter). Die Filter λ_s und λ_c stehen in folgendem Zusammenhang:

$$\frac{\lambda_c}{\lambda_s} = \frac{300}{1}$$

λ_c wird auf eine Größe von $50\ \mu\text{m}$ voreingestellt. Dieser Wert hat sich als besonders geeignet für Oberflächen erwiesen, die mit Zellstrukturen oder Bakterien interagieren [60]. Damit ergab sich für λ_s folgender Wert:

$$\frac{1}{300} \times 50\ \mu\text{m} = 0,1\bar{6}\ \mu\text{m}$$

Anschließend wurde eine relevante Auswahl an 3D- und Volumenparametern nach ISO 25178-2 in das Template aufgenommen. Eine Auswahl besonders wichtiger Parameter – angelehnt an Kournetas et al. [11] – wird im Folgenden näher definiert: Der arithmetische Rauheitsmittelwert S_a gibt die durchschnittliche Rauheit der Oberfläche in μm an, berücksichtigt aber weder einzelne Spitzen, Täler noch Abstände zwischen markanten Strukturen. Er klassifiziert Oberflächen von $0,0$ bis $0,4\ \mu\text{m}$ als glatt, von $0,5$ bis $1\ \mu\text{m}$ als minimal rau, von 1 bis $2\ \mu\text{m}$ als moderat rau und Oberflächen $\geq 2\ \mu\text{m}$ als maximal rau. [11] Der S_{sk} -Wert zeigt asymmetrische Höhenverteilungen auf. Positive Werte weisen auf mehr Erhebungen, negative Werte auf mehr Vertiefungen hin. Der S_{ku} -Wert unterscheidet zwischen runden und spitzen Höhen und deren Verteilung auf der Oberfläche. S_{ku} -Werte um 3 weisen auf Normalverteilung hin, Werte > 3 auf spitzige und hohe Peaks, Werte < 3 auf abgerundete und breite Peaks. [11] Alle genannten Parameter gehören zu den Höhenparametern. Der S_{dr} -Wert gehört zu

den Hybridparametern und gibt das Verhältnis der Oberflächenstruktur zu einer idealisierten Fläche an. Ein S_{dr} von 0 % charakterisiert damit eine vollkommen glatte und ebene Fläche. [11] Zu den räumlichen Parametern zählt der S_{tr} -Wert, der über das Verhältnis der schnellsten zur langsamsten Abnahme der Autokorrelationsfunktion auf einen Wert von 0,2 definiert wird. [11] Die Autokorrelationsfunktion gibt an, wie stark eine Funktion über verschiedene Abstände hinweg mit sich selbst korreliert. Der S_{tr} nimmt Werte zwischen 0 und 1 an. Ein S_{tr} -Wert von $> 0,5$ deutet auf eine isotrope Oberfläche hin. Ein S_{tr} -Wert von $< 0,5$ weist auf eine anisotrope Oberfläche hin. [11] Die Eigenschaften einer anisotropen Oberfläche sind richtungsabhängig, die einer isotropen Oberfläche richtungsunabhängig. [11] Der Volumenparameter V_{vv} beschreibt ausgehend von der gesamten Materialanteilsfläche ($p = 100 \%$) das Leervolumen der Talzone zwischen der 80%-Marke der Materialanteilskurve und dem tiefsten Punkt der Oberfläche in $\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ (siehe Abbildung 2.10) und hat Einfluss auf die Zellretention [65].

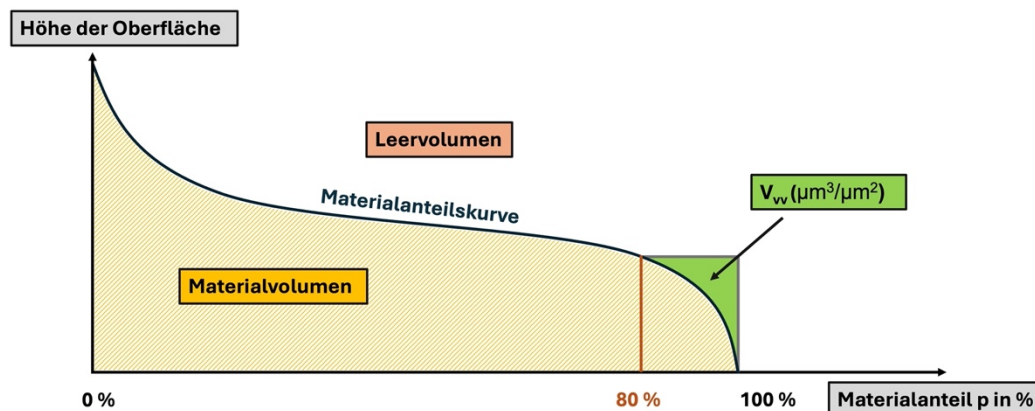


Abbildung 2.10: Definition des V_{vv} -Wertes

Der V_{vv} -Wert (grüne Fläche) beschreibt das leere Talvolumen zwischen 80 % des Materialanteils und dem tiefsten Punkt der Oberfläche (100 % des Materialanteils) in $\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$.

Die mittels Templates ausgewerteten Rohdaten wurden in einer Excel-Mastertabelle (Microsoft, Redmond, Washington, USA) zusammengeführt. Die Hauptgruppen (Spalten) je Prüfkörper waren: Hersteller, Produktname, Abutmenttyp, Material, Prüfkörpernummer innerhalb der Gruppe (Nr. 1 bis 5), Zustand vor der Messung (roh, poliert, sondiert), Position des Einzelmessfeldes (1 bis 3) sowie die Parameter nach ISO 25178-2.

2.9.2 Statistische Auswertung mittels JMP®

Die Daten aus der Mastertabelle wurden in JMP® (SAS Institute GmbH, Heidelberg, Deutschland) importiert und zur Aufbereitung der für die Nullhypothesen relevanten Kombinationen aus Hauptgruppen und Rauheitsparametern verwendet. Die daraus generierten Boxplots bildeten die Grundlage der deskriptiven Statistik. Voreinstellungen umfassten Achsbeschriftungen, Mediananzeige, farbliche Gruppierung, Einblendung der Fallzahlen sowie das Ausblenden von Ausreißern. Zu Beginn der induktiven Statistik wurden für die jeweils untersuchte Hypothese die Messergebnisse innerhalb eines Rauheitsparameters mit einem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Das Signifikanzniveau wurde einheitlich auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Waren die Werte einer Prüfkörpergruppe nicht normalverteilt, wurde für statistisch signifikante Unterschiede allgemein der nichtparametrische Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Zur Identifikation signifikanter Unterschiede speziell zwischen zwei Gruppen erfolgten Paarvergleiche nach der Wilcoxon-Methode. Bei normalverteilten Daten kam der einfaktorielle ANOVA-Test zum Einsatz. Der Vergleich einzelner Prüfkörpergruppen mit dem kritischen Schwellenwert von $0,2\text{ }\mu\text{m}$ erfolgte mittels Ein-Stichproben-t-Test mit einem hypothetischen Mittelwert von $0,2\text{ }\mu\text{m}$. Für den Vergleich der Messzonen innerhalb einer Prüfkörpergruppe wurde aufgrund der geringen Datenmenge je Messzone keine Normalverteilung angenommen. Signifikante Unterschiede wurden daher mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests geprüft. Eine Prüfkörpergruppe wurde als signifikant gewertet, wenn nach der Wilcoxon-Methode mindestens ein signifikantes Messzonenpaar vorlag. Auch beim Vergleich roher Prüfkörper mit den jeweils sondierten oder polierten Prüfkörpern derselben Gruppe wurde aufgrund der geringen Stichprobengröße keine Normalverteilung angenommen. Entsprechend erfolgte die Prüfung signifikanter Unterschiede mithilfe der Wilcoxon-Methode.

3 ERGEBNISSE

Teile der in dieser Dissertation dargestellten Ergebnisse wurden in einem wissenschaftlichen Artikel unter dem Titel „*Evaluation of transgingival surface topography of commercially available abutments in clinical workflow using roughness analysis and SEM*“ zur Publikation eingereicht.

3.1 Verpackung der Prüfkörper

Alle gelieferten Prüfkörper waren in Kunststoffblistern verpackt, deren Design je nach Hersteller variierte. Auch die Art der Fixierung innerhalb der Blister unterschied sich sowohl zwischen den Herstellern als auch zwischen den Prüfkörpergruppen. Abutments aus 16 der insgesamt 29 untersuchten Prüfkörpergruppen waren frei beweglich gelagert. Davon entfielen zwölf auf definitive und vier auf temporäre Abutments. Die Abutments der verbleibenden 13 Prüfkörpergruppen waren innerhalb des Blisters fixiert und gegen Verrutschen gesichert. Sämtliche dieser Gruppen gehörten zu den temporären Abutments. Abbildung 3.1 zeigt beispielhaft Prüfkörpergruppen ohne (Nr. 2 [3.1a], Nr. 27 [3.1b], Nr. 20 [3.1c]) und mit Fixierung (Nr. 11 [3.1d], Nr. 25 [3.1e]) im Blister. Sowohl das Design der Blister als auch die Art der Aufbewahrung variierten sichtbar.

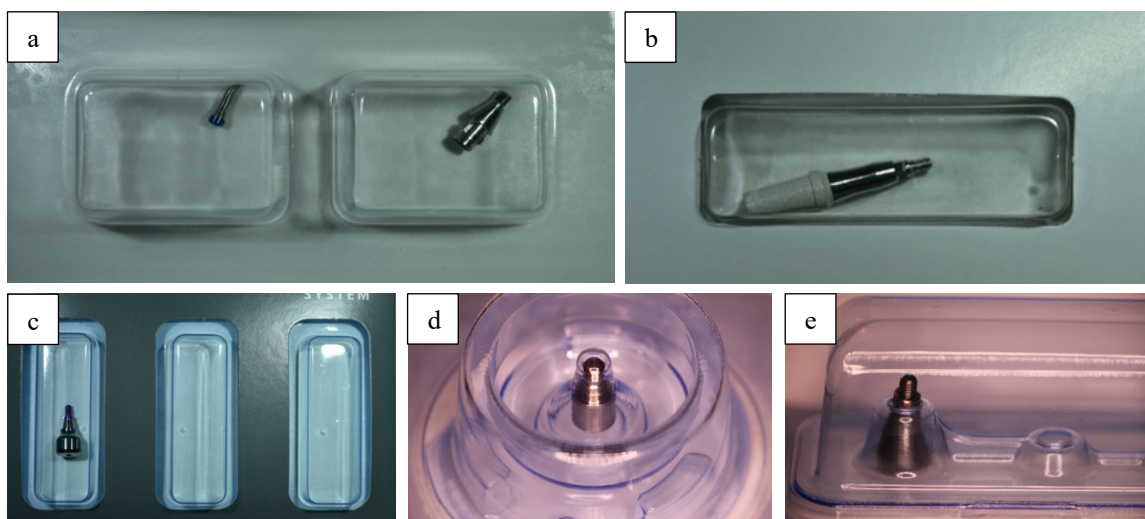


Abbildung 3.1: Verpackung der Prüfkörper in ihrem jeweiligen Blister

Die Bildserie a-c zeigt Prüfkörper der Gruppen Nr. 2 (a), Nr. 27 (b) und Nr. 20 (c) ohne Fixierung innerhalb des Blisters. Die Bilder d und e zeigen Prüfkörper der Gruppen Nr. 11 (d) und Nr. 25 (e) beispielhaft für eine sichere Fixierung innerhalb des Blisters.

Die Fixierung der Abutments erfolgte durch einen Kunststoffboden, der das Abutment gegen die Innenwand des Blisterdaches drückte und so ein Verrutschen verhinderte. Bei den definitiven Abutments wurden – mit Ausnahme der Gruppen Nr. 5 (MedentiBase Abutment gerade) und Nr. 21 (Direct Abutment) – Abutmentkörper und Schraube getrennt produziert. Bei den Gingivaformern war die Schraube im Abutmentkörper integriert. Gingivaformer besaßen am unteren Ende ein Gewinde und oben eine Nut für den Schraubenschlüssel. Die Schrauben der definitiven Abutments wurden – mit Ausnahme der Gruppe Nr. 4 (NC Variobase) – getrennt im Blister aufbewahrt. Teilweise war weiteres Zubehör wie Kunststoffkappen oder Positionierungshilfen enthalten. Angaben zur Sterilität waren auf allen Blistern vermerkt. Über alle Hersteller hinweg waren lediglich die Gingivaformer steril verpackt. Definitive Abutments waren in allen untersuchten Gruppen unsteril verpackt. In Abbildung 3.2 ist ein Prüfkörper der Gruppe Nr. 4 dargestellt. Das Abutment lag zusammen mit der Schraube im rechten Fach, die Positionierungshilfe im linken Fach. Schraube und Abutment waren nicht fixiert.



Abbildung 3.2: Prüfkörpergruppe Nr. 4 im Blister

Prüfkörper der Gruppe Nr. 4 (NC Variobase) wurden mit der Schraube gemeinsam in einem Fach des Blisters aufbewahrt. Schraube und Prüfkörper waren nicht fixiert und daher in ihrem Fach frei beweglich.

3.2 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

3.2.1 Prüfkörper aus der Verpackung

Obwohl die Oberflächen dentaler Abutments optisch glatt erschienen, zeigten sich unter dem REM zahlreiche markante Strukturen, Muster und Mikrorillen. Diese sowie Gemeinsamkeiten und Unterschiede der Oberflächen werden im Folgenden systematisch beschrieben.

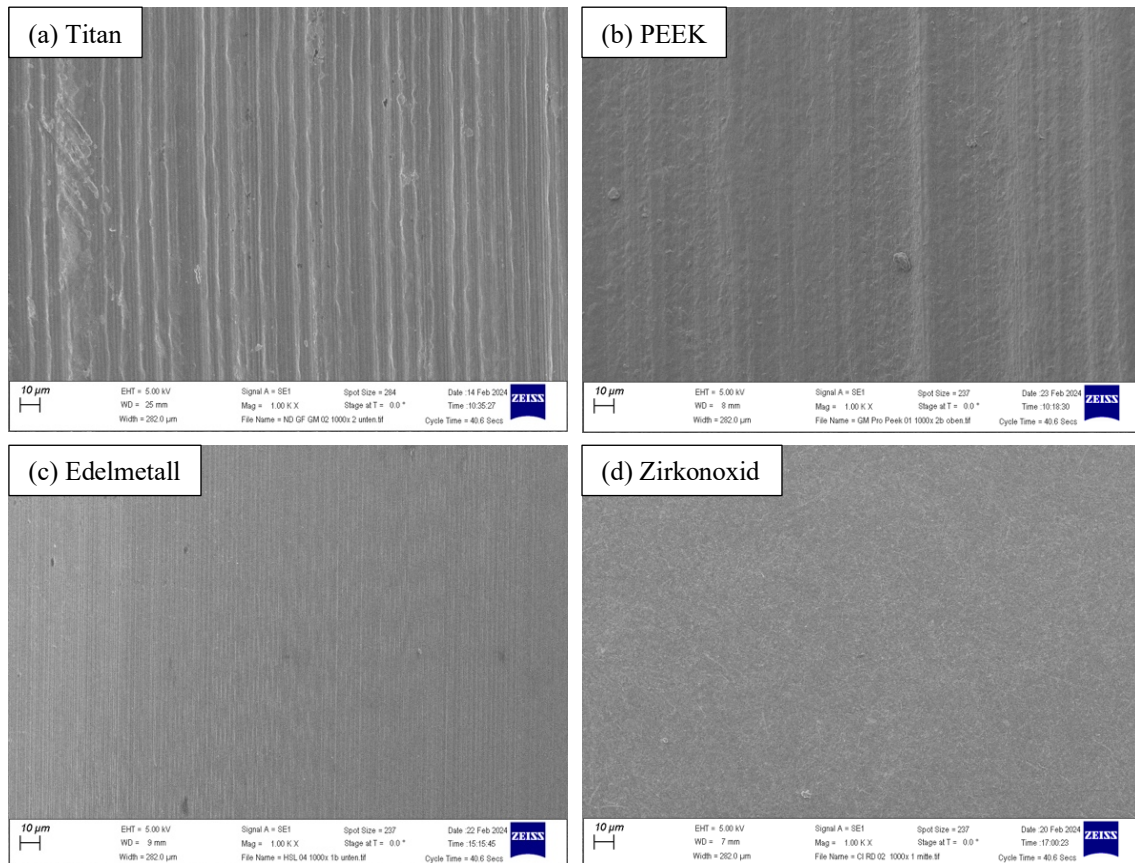


Abbildung 3.3: Mikrorillen auf Prüfkörperoberflächen

Die Titanoberfläche von Prüfkörper Nr. 28/02 (a) wies deutliche Mikrorillen auf. Von Prüfkörper Nr. 27/01 aus PEEK (b) bis hin zu Prüfkörper Nr. 17/04 aus der Edelmetalllegierung (c) wurden die Mikrorillen zunehmend feiner. Auf der Zirkonoxid-Oberfläche von Prüfkörper Nr. 8/02 (d) waren keine markanten Rillen sichtbar. Alle Aufnahmen wurden mit 1.000x Vergrößerung angefertigt.

Einige der untersuchten Prüfkörper zeigten parallel verlaufende Mikrorillen, die besonders gut bei Prüfkörpern aus Titan, PEEK oder der Edelmetalllegierung sichtbar waren. Abbildung 3.3 zeigt, dass die Mikrorillen von Titan (3.3a) über PEEK (3.3b) bis hin zur Edelmetalllegierung (3.3c) immer schmäler wurden und

ihre Abstände abnehmen. Die Breiten der Mikrorillen reichten von etwa 100 nm bei Edelmetalloberflächen bis hin zu etwa 20 µm bei Titanoberflächen. Oberflächen aus Zirkonoxid (3.3d) wiesen nur ungeordnete nanoskalige Krater auf. Alle Aufnahmen wurden mit 1.000x Vergrößerung angefertigt. Der dargestellte Maßstab von 10 µm dient der Einschätzung der Größenrelation. Die Mikrorillen waren nicht homogen über die gesamte Prüfkörperoberfläche verteilt. Innerhalb eines Prüfkörpers traten sowohl Areale mit deutlich ausgeprägten als auch mit kaum erkennbaren Mikrorillen auf. Häufig gingen ursprünglich parallele Rillen in breitere, zunehmend ungeordnete Strukturen mit längs-, quer- oder diagonal verlaufenden Rillen und Riefen über. Vereinzelt wurden zudem Mikrokrater beobachtet.

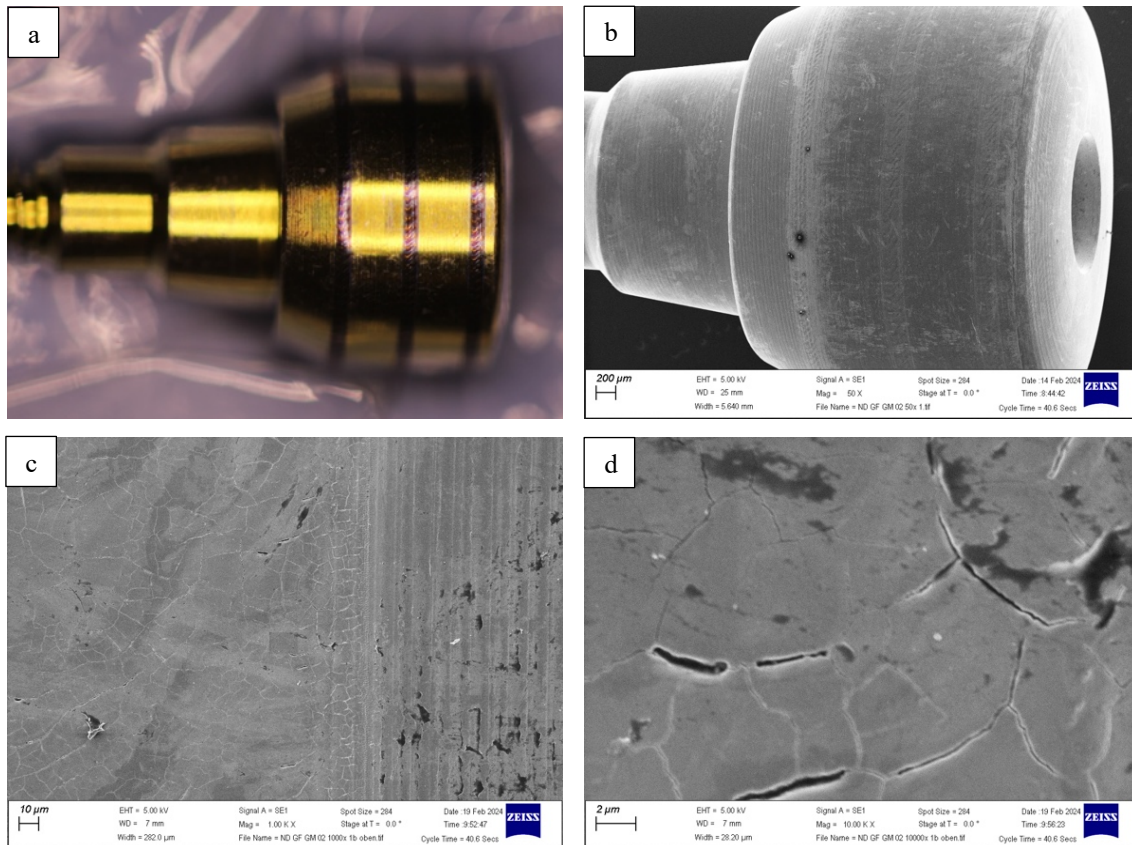


Abbildung 3.4: Oberfläche des Prüfkörpers Nr. 28/02

Die markante Bänderung der Prüfkörperoberfläche war sowohl makroskopisch (a) als auch bei 50x Vergrößerung unter dem REM (b) sichtbar. Bei 1.000x Vergrößerung waren auf der Oberfläche die Mikrorillen und das Krakelee deutlich voneinander abgrenzbar (c). Bei 10.000x Vergrößerung konnte man die einzelnen Schollen mitsamt der dazwischenliegenden Korngrenzen beobachten (d).

Abbildung 3.4 zeigt die Titanoberfläche von Prüfkörpergruppe Nr. 28 (GF für GM CoCr-Basis). Die Oberfläche mit ihrer gold-schwarzen Bänderung ist sowohl makroskopisch (3.4a) als auch im REM bei 50x (3.4b), 1.000x (3.4c) und 10.000x (3.4d) Vergrößerung dargestellt. Die Oberfläche der breiten, goldenen Bänder war von parallelen Mikrorillen dominiert. Die feinen, schwarzen Bänder wiesen sowohl hellere und dunklere Areale als auch ein davon unabhängiges Krakelee der Oberfläche auf. Wie bei 10.000x Vergrößerung (3.4d) deutlich wird, zeigten sich zwischen den inselförmigen Schollen von 2 µm bis 10 µm Durchmesser randständige Vertiefungen ähnlich kleiner Risse, Aufladungen oder Korngrenzen mit einem Durchmesser von schätzungsweise 100 nm bis 500 nm Breite.

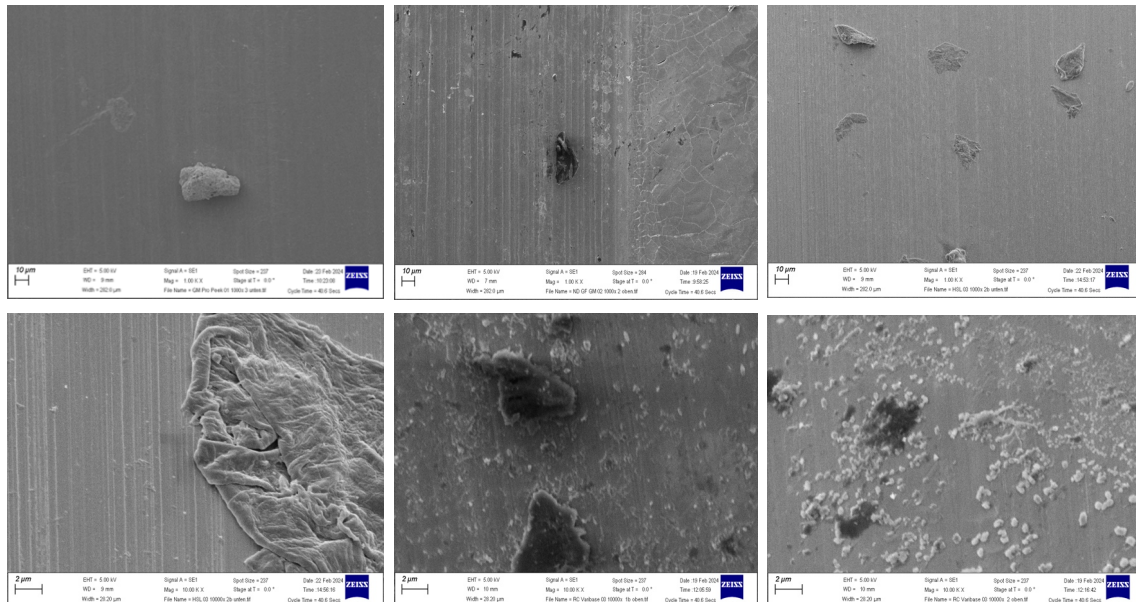


Abbildung 3.5: Partikel der Gruppe I auf den Prüfkörperoberflächen im REM

In der oberen Bildreihe sind von links nach rechts Partikel auf PEEK-, Titan- und Edelmetalloberflächen bei 1.000x Vergrößerung dargestellt. In der unteren Reihe sind Partikel auf einer Oberfläche der Edelmetalllegierung (links) und zwei Titanoberflächen (mittig und rechts) bei 10.000x Vergrößerung sichtbar.

Neben Mikrorillen und Krakelierungen wurden weitere markante Strukturen in zwei übergeordnete Gruppen zusammengefasst. Gruppe I umfasste Inhomogenitäten, die sich durch hellere oder dunklere Grauwerte und insbesondere durch eine deutliche räumliche Abhebung vom Hintergrund auszeichneten. Gruppe II beinhaltete Strukturen, die sich zwar farblich, jedoch nicht räumlich vom Hintergrund unterschieden und weitgehend in einer Ebene

mit der umgebenden Oberfläche lagen. Strukturen der Gruppe I traten überwiegend auf den Titan- oder Edelmetalloberflächen auf und ähnelten Schmutzpartikeln oder Spahn. Ihre Form reichte von kugelförmig oder oval bis hin zu scherbenförmig. Der Durchmesser lag zwischen etwa 250 nm und 15 µm. Die Strukturen traten sowohl einzeln als auch gruppiert auf und zeigten sich teils scharf begrenzt, teils konfluierend und unscharf abgegrenzt. Abbildung 3.5 zeigt exemplarisch Partikel der Gruppe I bei 1.000x (obere Reihe) und 10.000x Vergrößerung (untere Reihe). Die Partikel wiesen poröse sowie dichte, glatte oder gewellte Anteile auf. Bei 1.000x sind Partikel auf PEEK-, Edelmetall- und Titanoberflächen zu erkennen, bei 10.000x auf Titan- und Edelmetalloberflächen.

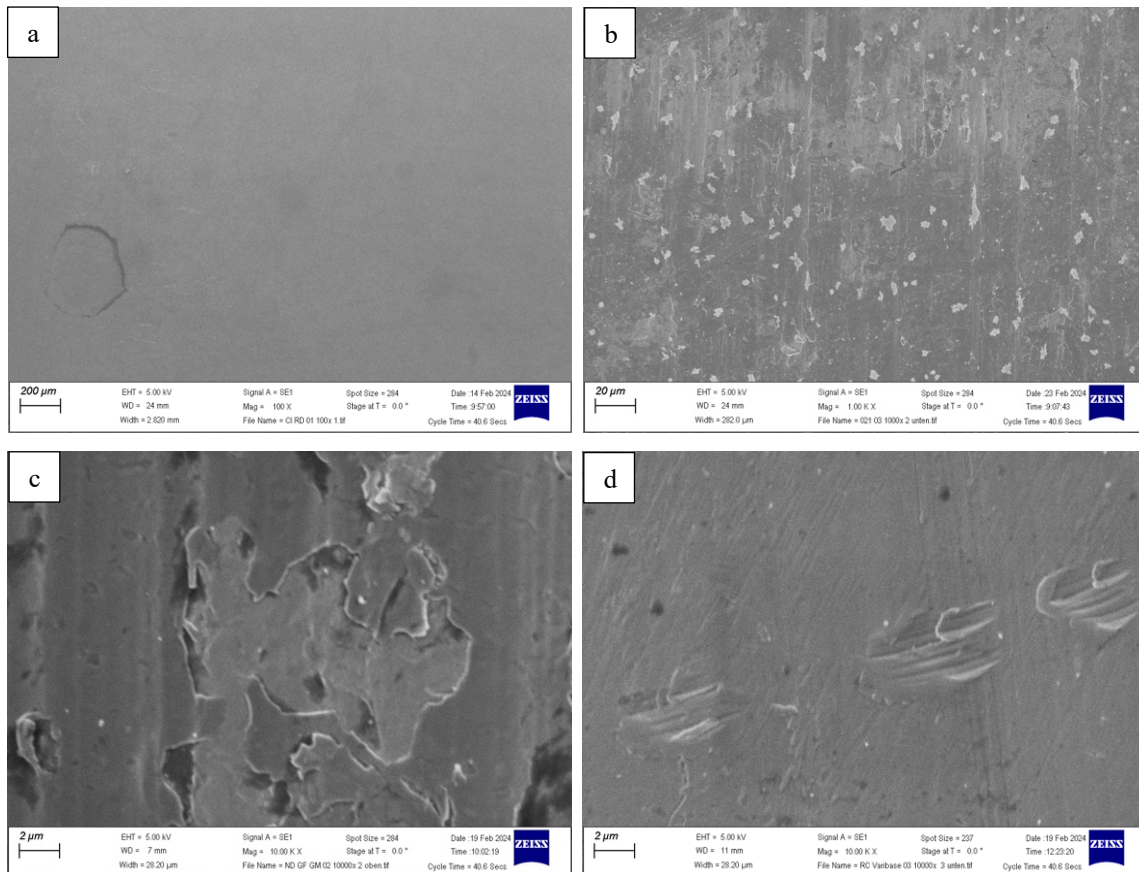


Abbildung 3.6: Partikel der Gruppe II auf den Prüfkörperoberflächen im REM

Die Abbildung zeigt Inhomogenitäten der Gruppe II auf einer Zirkonoxidoberfläche bei 100x Vergrößerung (a), einer Titanoberfläche bei 1.000x Vergrößerung (b) sowie auf zwei Titanoberflächen bei 10.000x Vergrößerung (c, d)

Strukturen der Gruppe II reichten von 1 μm bis etwa 300 μm in ihrer Ausdehnung, unterschieden sich deutlich in Form und Struktur und zeigten nur eine geringe räumliche Abhebung vom Hintergrund. Abbildung 3.6 zeigt exemplarisch Inhomogenitäten der Gruppe II. Auf der Zirkonoxid-Oberfläche lagen plateauartige Inseln von etwa 200 μm bis 300 μm , die strukturell der Umgebung entsprachen (3.6a). Auf der Titanoberfläche von Prüfkörper Nr. 21/03 traten zahlreiche asymmetrische, helle Flecken mit scharfer, gezackter Umrandung auf, 0,5 bis 5 μm groß und weitgehend eben zur Oberfläche (3.6b). Prüfkörper Nr. 28/02 zeigte bei 10.000x Vergrößerung eine aufgerissene Deckschicht mit teilweise übereinander liegenden Materialfetzen, wodurch eine leicht mehrschichtige Tiefenwirkung entstand (3.6c). Auf Prüfkörper Nr. 01/03 waren drei etwa 3 μm breite und 6 bis 8 μm lange Kratzer sichtbar, die den Mikrorillen ähnelten, jedoch entgegen der parallelen Struktur verliefen. Die Umgebung wies zahlreiche willkürlich verlaufende Mikrokratzer auf (3.6d).

3.2.2 Prüfkörper nach Sondieren

Nach Sondieren zeigten sich allgemein deutlich sichtbare Kratzspuren. Wie in Abbildung 3.7 exemplarisch dargestellt, hoben sich auf Oberflächen mit ausgeprägt parallelen Mikrorillen die durch Sondieren entstandenen Kratzspuren deutlich vom Hintergrund ab. Ihre Breite variierte material- und prüfkörperspezifisch zwischen etwa 2 μm bis 10 μm . Morphologisch ähnelten sie langgezogenen Kratern mit randständigem Wall, an dem sich der freigesetzte Abrieb sammelte. Dieser zeigte materialabhängige Unterschiede: Während Titanoberflächen zu einem schmierigen Abrieb neigten (3.7c, d), wirkte der Abrieb bei der Edelmetalllegierung eher flockig (3.7a, b). Abriebpartikel fanden sich bei allen Materialien in unmittelbarer Umgebung der Kratzspuren. Bei 5.000x Vergrößerung erschienen die Kratzer als ausgeprägte Kerben zwischen den feinen, parallel verlaufenden Mikrorillen (3.7b, d). Richtungsänderungen in der Führung der Sonde sowie variierende Kratzerbreiten waren gut nachvollziehbar und vermutlich auf Unterschiede in Druck und Einstellwinkel der Sonde zurückzuführen.

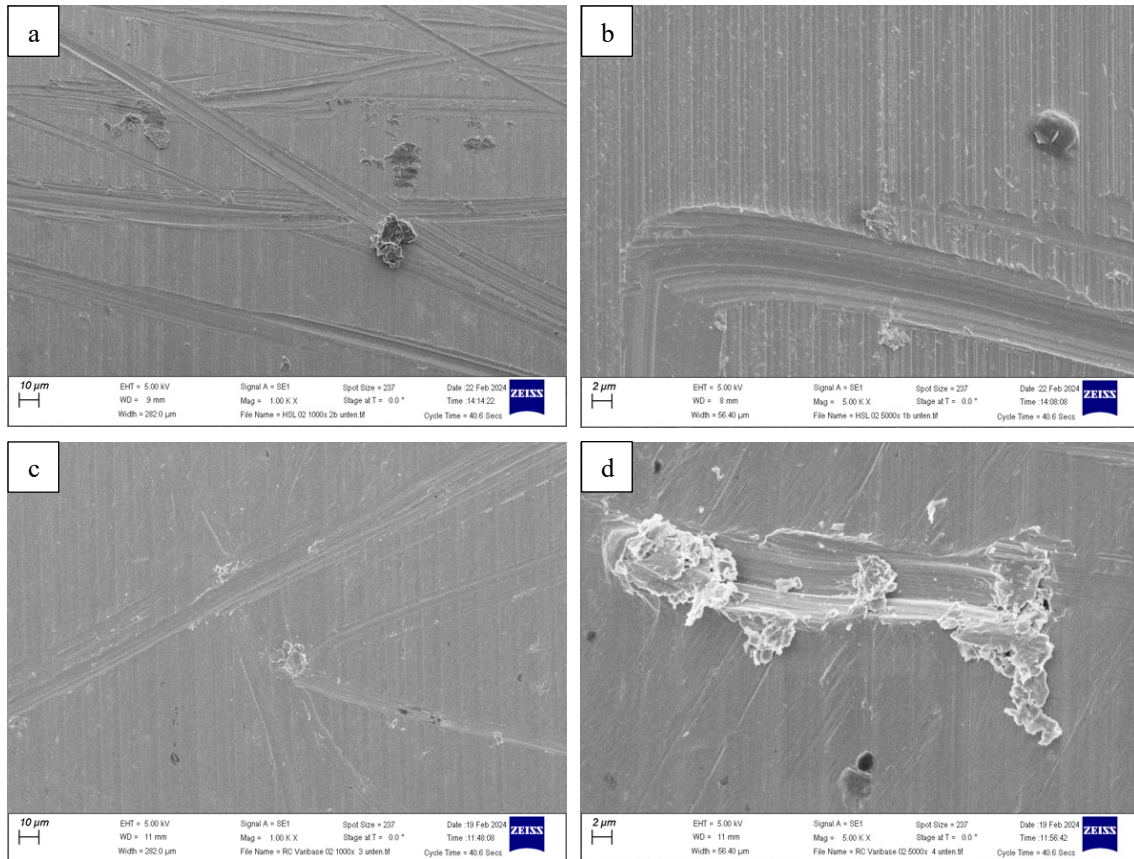


Abbildung 3.7: REM-Aufnahmen von sondierten Prüfkörperoberflächen

Auf den Oberflächen der Edelmetalllegierung bei 1.000x Vergrößerung (a) und 5.000x Vergrößerung (b) sowie aus Titan bei 1.000x Vergrößerung (c) und 5.000x Vergrößerung (d) zeigten sich jeweils deutlich sichtbare Kratzspuren

3.2.3 Prüfkörper nach Politur

Nach der Politur zeigte sich insgesamt eine deutlich reduzierte Oberflächentextur im Vergleich zu den nicht-manipulierten Oberflächen. Bei 1.000x Vergrößerung wirkten polierte Oberflächen weitgehend glatt. Verbliebene Texturen wurden erst bei höheren Vergrößerungen sichtbar. Mit zunehmender Vergrößerung näherte sich das Erscheinungsbild polierter Oberflächen dem der rohen Oberflächen derselben Prüfkörpergruppe an. Auffällig waren auf einigen polierten Oberflächen verbliebene Partikel, die sich in Form, Grauwert und Größe deutlich unterschieden. Ihre Morphologie erschien schaumiger und weniger dicht als die Partikel auf frisch aus der Verpackung entnommenen Oberflächen. Zudem zeigten polierte Oberflächen bei hohen Vergrößerungen teilweise dieselben ungerichteten Mikroriefen wie rohe Oberflächen, jedoch verwaschener und

unscharf begrenzt. Während auf poliertem Edelmetall noch Reste vormals parallel angeordneter Mikrorillen erkennbar waren, zeigten Titanoberflächen nach Politur ausschließlich ungeordnete nanoskalige Krater. Streng parallel verlaufende Mikrorillen waren auf keiner polierten Prüfkörperoberfläche mehr nachweisbar.

Abbildung 3.8 zeigt exemplarisch Oberflächen vor und nach Politur bei 1.000x (3.8a, b) und 10.000x Vergrößerung (3.8c, d). Während die polierte Oberfläche bei 1.000x optisch glatt erschien, wurde bei 10.000x Vergrößerung die verbleibende, reduzierte Oberflächentextur sichtbar. Die verbliebenen Mikrorillen waren nicht mehr parallel ausgerichtet, unterschiedlich ausgeprägt und unscharf begrenzt. Zusätzlich fanden sich Partikel mit Größen zwischen etwa 100 nm und 3 µm, die teils randständig heller erschienen und der Oberfläche aufzuliegen schienen, teils dunkler wirkten und in einer Ebene mit der Umgebung lagen.

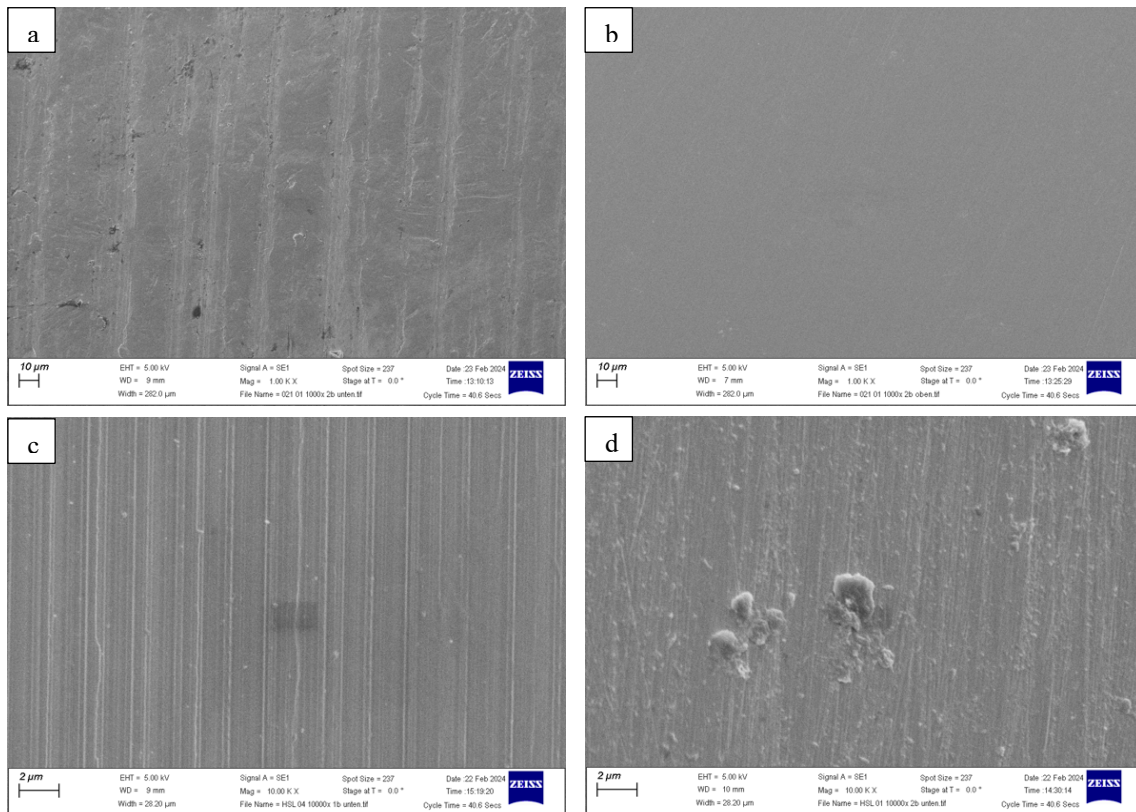


Abbildung 3.8: REM-Aufnahmen der polierten Prüfkörperoberflächen

In der oberen Reihe ist die Oberfläche der Prüfkörpergruppe Nr. 21 bei 1.000x Vergrößerung im rohen Zustand (a) und nach Politur (b) dargestellt. In der unteren Reihe ist die Oberfläche der Prüfkörpergruppe Nr. 17 bei 10.000x Vergrößerung im rohen Zustand (c) und nach Politur (d) dargestellt.

3.3 Rauheitsanalyse am konfokalen Mikroskop

3.3.1 Prüfkörpergruppen im Vergleich zum S_a -Schwellenwert

In Abbildung 3.9 sind die S_a -Werte aller nicht-manipulierten Prüfkörper je Gruppe als Boxplots dargestellt. Pro Prüfkörpergruppe wurden $n = 15$ Einzelmessfelder ausgewertet. Die einzelnen arithmetischen Rauheitsmittelwerte waren breit gestreut. Der Gesamtmittelwert aller Prüfkörpergruppen lag bei $0,227 \mu\text{m} \pm 0,193 \mu\text{m}$. Bei 11 der 25 Gruppen lagen die Werte unterhalb, bei weiteren 11 μm , und bei drei Gruppen über dem kritischen Schwellenwert von $S_a = 0,2 \mu\text{m}$ [63]. Die Prüfkörpergruppen im Verhältnis zum kritischen Schwellenwert sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

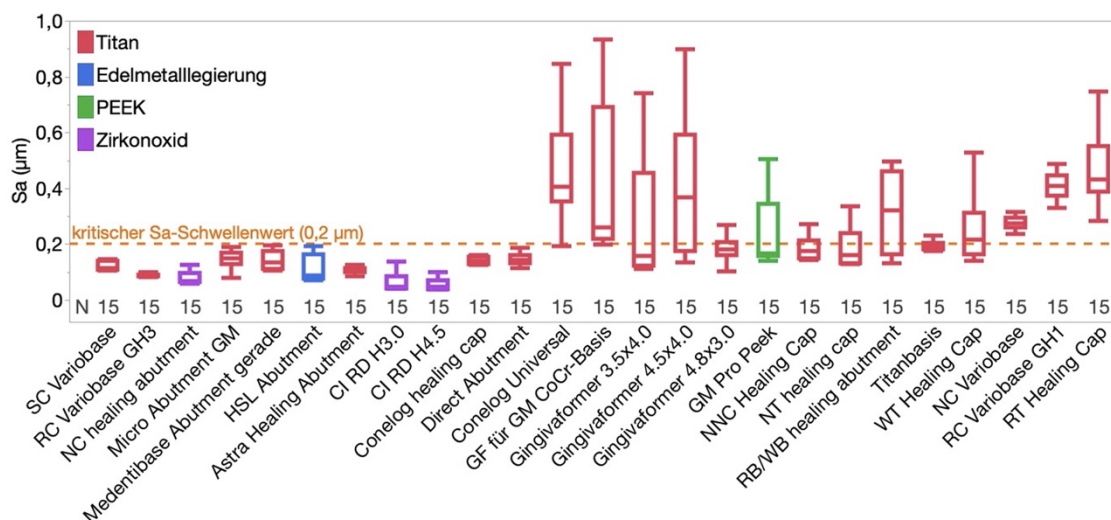


Abbildung 3.9: Prüfkörpergruppen im Vergleich zum S_a -Schwellenwert

Die S_a -Werte der 25 Prüfkörpergruppen sind mittels Boxplots und farblich nach ihrem Material sortiert dargestellt. Die Referenzlinie zeigt den kritischen Schwellenwert von $S_a = 0,2 \mu\text{m}$ [63]. Paarungen zwischen dem Schwellenwert und jeder einzelnen Prüfkörpergruppe wurden auf Signifikanz geprüft, sind aber nicht dargestellt.

Die S_a -Werte von insgesamt neun Prüfkörpergruppen waren in Teilen mehr als doppelt so groß ($\geq 0,4 \mu\text{m}$) wie der Schwellenwert. Bei vier Prüfkörpergruppen (Conelog Universal, Gingivaformer 4.5x4.0, Gingivaformer 3.5x4.0, Gingivaformer für GM CoCr Basis) waren die Messwerte mit einem Abstand $> 0,6 \mu\text{m}$ zwischen oberem und unterem Whisker besonders breit verteilt.

Tabelle 3.1: Gruppierung der Prüfkörpergruppen nach ihren S_a -Werten

$S_a < 0,2 \mu\text{m}$	$S_a \text{ um } 0,2 \mu\text{m}$	$S_a > 0,2 \mu\text{m}$
Nr. 01, Nr. 02, Nr. 05, Nr. 06, Nr. 08, Nr. 09, Nr. 17, Nr. 20, Nr. 21, Nr. 22, Nr. 26,	Nr. 07, Nr. 10, Nr. 11, Nr. 13, Nr. 15, Nr. 19, Nr. 23, Nr. 24, Nr. 25, Nr. 27, Nr. 28,	Nr. 03, Nr. 04, Nr. 12,
11 St.	11 St.	3 St.

Die Messwerte von 12 Prüfkörpergruppen waren nicht normalverteilt, die übrigen 13 Prüfkörpergruppen waren normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 1). Der Ein-Stichproben-t-Test zeigte, dass sich die Mittelwerte von 17 Gruppen signifikant vom kritischen Schwellenwert von $0,2 \mu\text{m}$ unterschieden. Acht Gruppen wiesen keinen signifikanten Unterschied auf (siehe Anhang Tabelle A 2).

3.3.2 Prüfkörper unterschiedlicher Materialien

Die meisten Rauheitswerte wurden auf Prüfkörpern aus Titan ($n = 300$) erhoben, gefolgt von Prüfkörpern aus Zirkonoxid ($n = 45$), der Edelmetalllegierung ($n = 15$) und PEEK ($n = 15$).

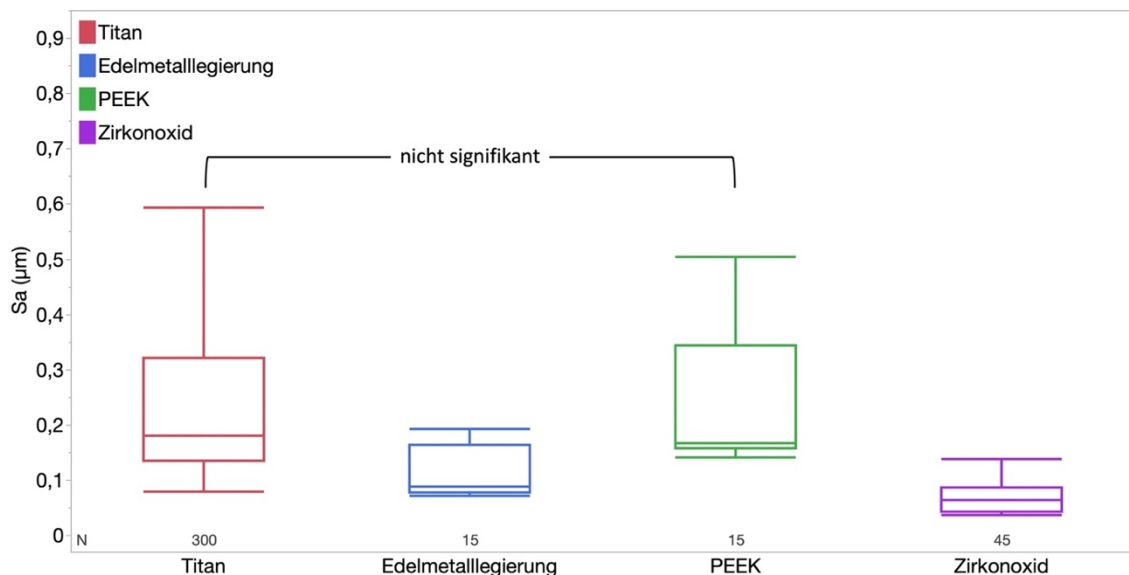


Abbildung 3.10: S_a -Werte der verschiedenen Materialgruppen

Die Mittelwerte der S_a -Werte von Titan und PEEK lagen über $0,2 \mu\text{m}$, ihre S_a -Werte waren allgemein breit gestreut. Bei der Edelmetalllegierung und bei Zirkonoxid lagen die Werte deutlich näher beisammen, die Mittelwerte der S_a -Werte lagen jeweils unter $0,2 \mu\text{m}$. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

In Abbildung 3.10 sind die S_a -Werte jeder Materialgruppe in farbigen Boxplots zusammengefasst. Die S_a -Werte von Titan waren mit einem Mittelwert von $0,255 \mu\text{m} \pm 0,200 \mu\text{m}$ breit gestreut und denen von PEEK mit einem Mittelwert von $0,240 \mu\text{m} \pm 0,124 \mu\text{m}$ ähnlich. Beide Materialien zeigten teils minimal raue Oberflächen. Die Oberflächen der Edelmetalllegierung waren mit einem Mittelwert von $0,119 \mu\text{m} \pm 0,065 \mu\text{m}$ deutlich glatter als bei Titan und PEEK. Nochmals glatter zeigte sich Zirkonoxid mit einem Mittelwert von $0,069 \mu\text{m} \pm 0,036 \mu\text{m}$. Mehr als 75 % der Werte von Zirkonoxid lagen unterhalb eines S_a -Wertes von $0,1 \mu\text{m}$. Die S_a -Werte keiner der vier Materialgruppen waren normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 3). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte signifikante Unterschiede der S_a -Werte zwischen den Materialgruppen ($p\text{-Wert} < 0,0001$). Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.2 dargestellt.

Tabelle 3.2: Wilcoxon-Vergleich der S_a -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	$< 0,0001$	ja
PEEK–Titan	0,5960	nein
PEEK–Edelmetalllegierung	0,0016	ja
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	0,0002	ja
Zirkonoxid–PEEK	$< 0,0001$	ja
Zirkonoxid–Titan	$< 0,0001$	ja

Die S_{sk} - und S_{ku} -Werte der verschiedenen Materialgruppen sind in Abbildung 3.11 mittels Boxplots dargestellt. Der Parameter S_{sk} war bei Titan, PEEK und Zirkonoxid um die Nulllinie herum homogen verteilt, sodass Erhebungen und Vertiefungen in vergleichbarer Ausprägung auf den Oberflächen auftraten. Die Mittelwerte betrugen $-0,012 \pm 2,168$ für Titan, $0,174 \pm 0,318$ für PEEK und $0,806 \pm 2,533$ für Zirkonoxid. Bei der Edelmetalllegierung lagen mit einem Mittelwert von $8,290 \pm 10,290$ über 75 % der Werte oberhalb der Nulllinie, was auf eine Dominanz von Erhebungen gegenüber Vertiefungen hinweist. Die S_{sk} -Werte keiner der vier Materialgruppen waren normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 4). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen $p\text{-Wert} < 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_{sk} -Werte zwischen den Materialgruppen. Die

Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.3 dargestellt.

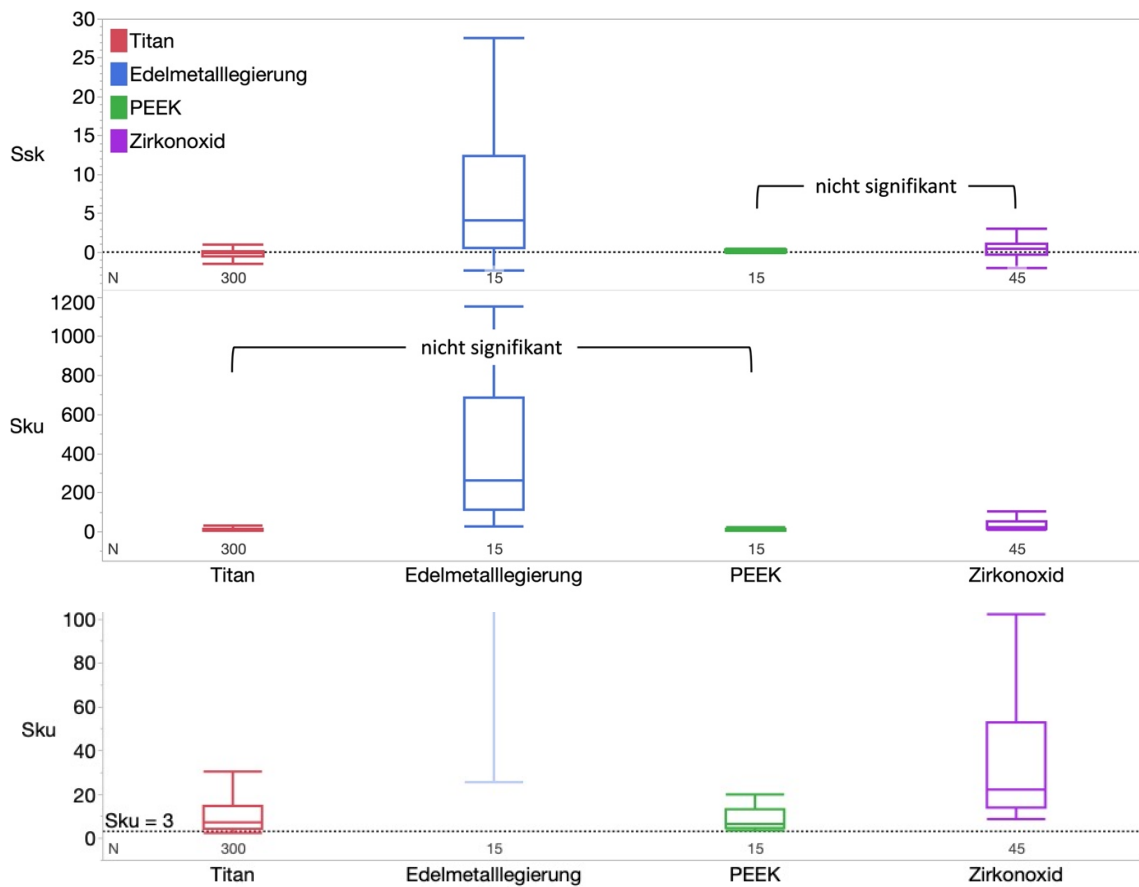


Abbildung 3.11: S_{sk} - und S_{ku} -Werte zwischen den Materialgruppen

Bei den S_{sk} -Werten (oben) wie auch bei den S_{ku} -Werten (mitte, unten) stach die Edelmetalllegierung mit deutlich erhöhten Mittelwerten hervor. S_{sk} -Werte von 0 und S_{ku} -Werte von 3 sind als gestrichelte Linie dargestellt. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.3: Wilcoxon-Vergleich der S_{sk} -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	< 0,0001	ja
PEEK–Titan	0,0008	ja
PEEK–Edelmetalllegierung	0,0014	ja
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	0,0014	ja
Zirkonoxid–PEEK	0,3556	nein
Zirkonoxid–Titan	< 0,0001	ja

Die Mittelwerte der S_{ku} -Werte betrugen $47,097 \pm 462,277$ für Titan, $9,352 \pm 7,107$ für PEEK, $64,23 \pm 115,858$ für Zirkonoxid und $568,821 \pm 740,870$ für die Edelmetalllegierung. Diese Werte deuteten auf eine Zunahme schmaler, spitziger Peaks von Titan über PEEK und Zirkonoxid bis zur Edelmetalllegierung hin. Die S_{ku} -Werte der vier Materialgruppen waren nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 4). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_{ku} -Werte zwischen den Materialgruppen. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.4 dargestellt.

Tabelle 3.4: Wilcoxon-Vergleich der S_{ku} -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	$< 0,0001$	ja
PEEK–Titan	0,8264	nein
PEEK–Edelmetalllegierung	$< 0,0001$	ja
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	$< 0,0001$	ja
Zirkonoxid–PEEK	$< 0,0001$	ja
Zirkonoxid–Titan	$< 0,0001$	ja

Die S_{dr} -Werte sind in Abbildung 3.12 mittels Boxplots dargestellt. Die Mittelwerte betrugen $9,134 \% \pm 18,311 \%$ für Titan, $3,741 \% \pm 3,716$ für die Edelmetalllegierung, $4,422 \% \pm 4,552 \%$ für PEEK und $1,608 \% \pm 1,647 \%$ für Zirkonoxid. PEEK und die Edelmetalllegierung wiesen geringere Abweichungen von einer idealisierten Bezugsebene (0 %) auf als Titan. Zirkonoxid zeigte die geringsten Abweichungen von der Bezugsebene und gut reproduzierbare S_{dr} -Werte. Die S_{dr} -Werte aller vier Materialgruppen waren nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 5). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_{dr} -Werte zwischen den Materialgruppen. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.5 zusammengefasst.

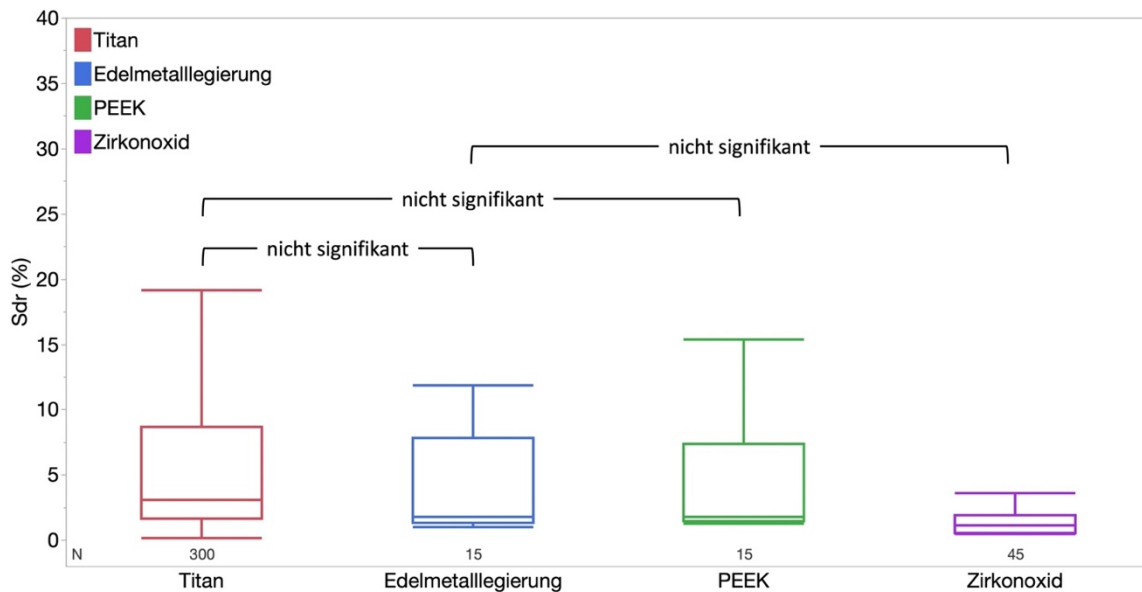


Abbildung 3.12: S_{dr} -Werte der verschiedenen Materialgruppen

Während Titan im Mittel die höchsten S_{dr} -Werte aufwies, waren die S_{dr} -Werte der Oberflächen von PEEK und der Edelmetalllegierung im Mittel deutlich kleiner. Zirkonoxid wies die geringsten S_{dr} -Werte auf. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.5: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr} -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	0,0929	nein
PEEK–Titan	0,2703	nein
PEEK–Edelmetalllegierung	0,5897	nein
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	0,0030	ja
Zirkonoxid–PEEK	0,0007	ja
Zirkonoxid–Titan	< 0,0001	ja

Die V_w -Werte sind in Abbildung 3.13 mittels Boxplots dargestellt. Die Mittelwerte betrugen $0,051 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2 \pm 0,049 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ für Titan, $0,028 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2 \pm 0,023 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ für die Edelmetalllegierung, $0,041 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2 \pm 0,026 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ für PEEK und $0,015 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2 \pm 0,009 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ für Zirkonoxid, womit die Talvolumen von Titan über PEEK und Edelmetalllegierung bis zu Zirkonoxid zunehmend abnahmen. Die V_w -Werte aller vier Materialgruppen waren nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 6).

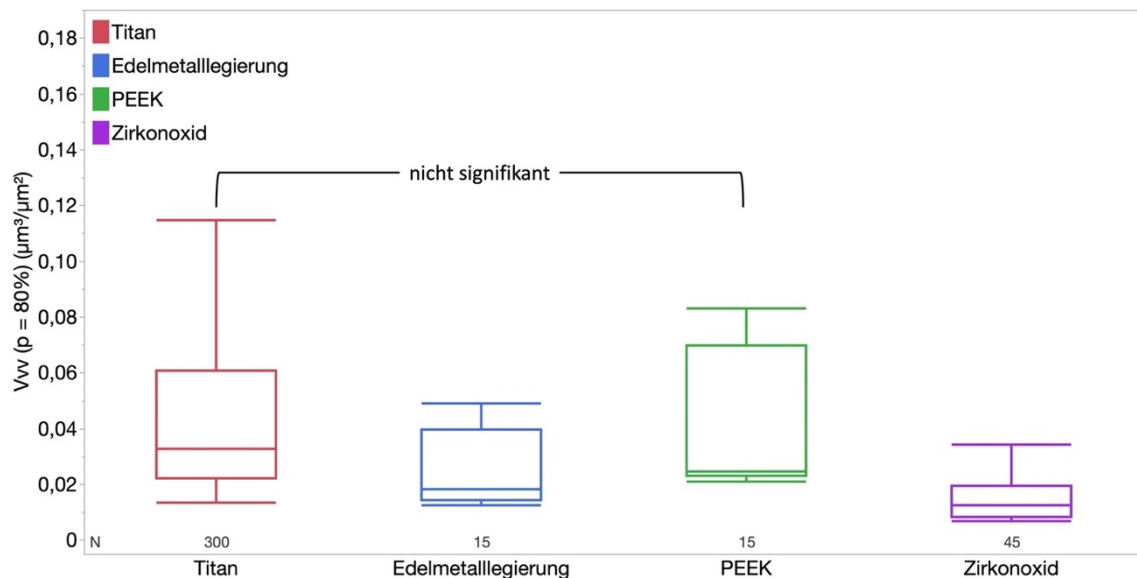


Abbildung 3.13: V_{vv} -Werte der verschiedenen Materialgruppen

Die Mittelwerte der Talvolumina waren bei Titan am größten und wurden über die Oberflächen von PEEK und der Edelmetalllegierung hinweg kleiner. Oberflächen aus Zirkonoxid wiesen die kleinsten V_{vv} -Werte sowie die geringste Streuung der V_{vv} -Werte auf. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der V_{vv} -Werte zwischen den Materialgruppen. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.6 zusammengefasst.

Tabelle 3.6: Wilcoxon-Vergleich der V_{vv} -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	0,0019	ja
PEEK–Titan	0,7592	nein
PEEK–Edelmetalllegierung	0,0279	ja
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	0,0020	ja
Zirkonoxid–PEEK	$< 0,0001$	ja
Zirkonoxid–Titan	$< 0,0001$	ja

Bei den S_{tr} -Werten konnte mit $n = 237$ für Titan, $n = 15$ für die Edelmetalllegierung, $n = 4$ für PEEK und $n = 42$ für Zirkonoxid nur eine reduzierte Anzahl gültiger Werte erfasst werden. Die S_{tr} -Werte sind mittels Boxplots in Abbildung 3.14 dargestellt. Die Mittelwerte betrugen $0,137 \pm 0,226$ für Titan und $0,199 \pm 0,159$ für die Edelmetalllegierung, womit beide Materialien überwiegend anisotrope Eigenschaften aufwiesen. Aufgrund der geringen Fallzahl war die Beurteilung von PEEK nur eingeschränkt möglich. Mit einem Mittelwert von $0,014 \pm 0,003$ zeigten sich jedoch deutlich anisotrope Oberflächen. Zirkonoxid zeigte sich mit einem Mittelwert von $0,7266 \pm 0,2603$ isotrop.

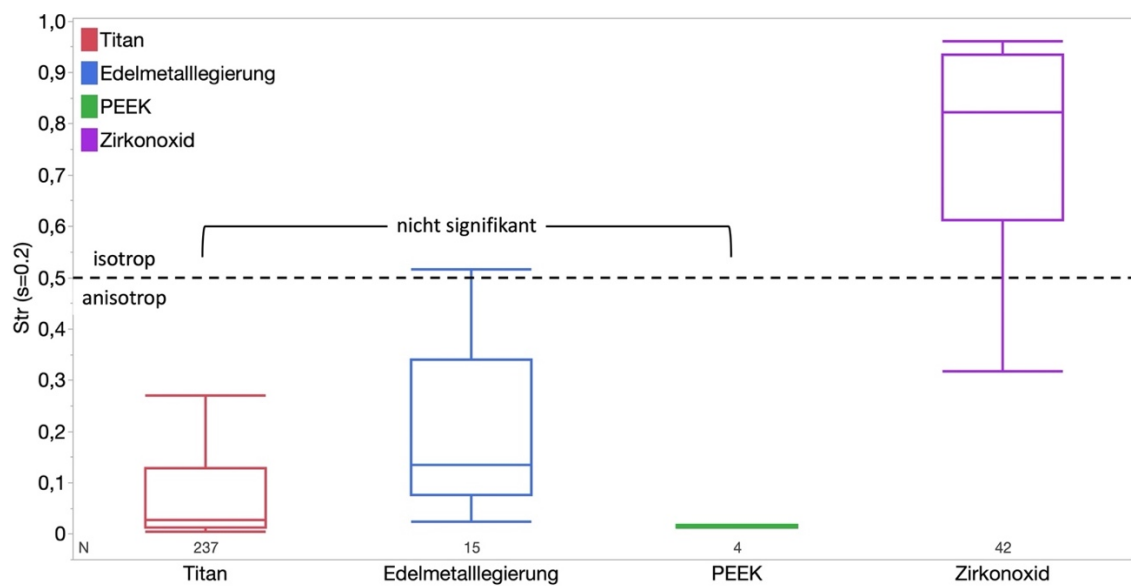


Abbildung 3.14: S_{tr} -Werte der verschiedenen Materialgruppen

Während Titan, PEEK und die Edelmetalllegierung mehrheitlich kleine S_{tr} -Werte und damit anisotrope Oberflächen aufwiesen, zeigten sich Oberflächen aus Zirkonoxid mit mehrheitlich erhöhten S_{tr} -Werten isotrop. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt. Die Referenzlinie markiert einen S_{tr} -Wert von 0,5.

Tabelle 3.7: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr} -Werte zwischen den Materialien

Materialgruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Titan–Edelmetalllegierung	0,0016	ja
PEEK–Titan	0,1353	nein
PEEK–Edelmetalllegierung	0,0032	ja
Zirkonoxid–Edelmetalllegierung	< 0,0001	ja
Zirkonoxid–PEEK	0,0011	ja
Zirkonoxid–Titan	< 0,0001	ja

Zwei der vier Materialgruppen waren normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 7). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_{tr} -Werte zwischen den Materialgruppen. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Materialgruppenpaar in Tabelle 3.7 dargestellt.

3.3.3 Prüfkörper eines Materials unterschiedlicher Hersteller

Im Folgenden werden die Rauheitsparameter zwischen den Herstellern verglichen. Da Titan das einzige Material war, das bei allen Herstellern vertreten war, beschränkt sich der Vergleich auf Titan-Oberflächen. Die Anzahl der erfassten Messfelder variierte mit $n = 30$ bei Neodent, Dentsply und Camlog, $n = 75$ bei Medentika und $n = 135$ bei Straumann. Abbildung 3.15 zeigt die S_a -Werte der Titan-Oberflächen je Hersteller als Boxplots. Die Mittelwerte betrugen $0,318 \mu\text{m} \pm 0,211 \mu\text{m}$ (Camlog), $0,125 \mu\text{m} \pm 0,025 \mu\text{m}$ (Dentsply), $0,2469 \mu\text{m} \pm 0,181 \mu\text{m}$ (Medentika), $0,327 \mu\text{m} \pm 0,395 \mu\text{m}$ (Neodent) und $0,259 \mu\text{m} \pm 0,149 \mu\text{m}$ (Straumann).

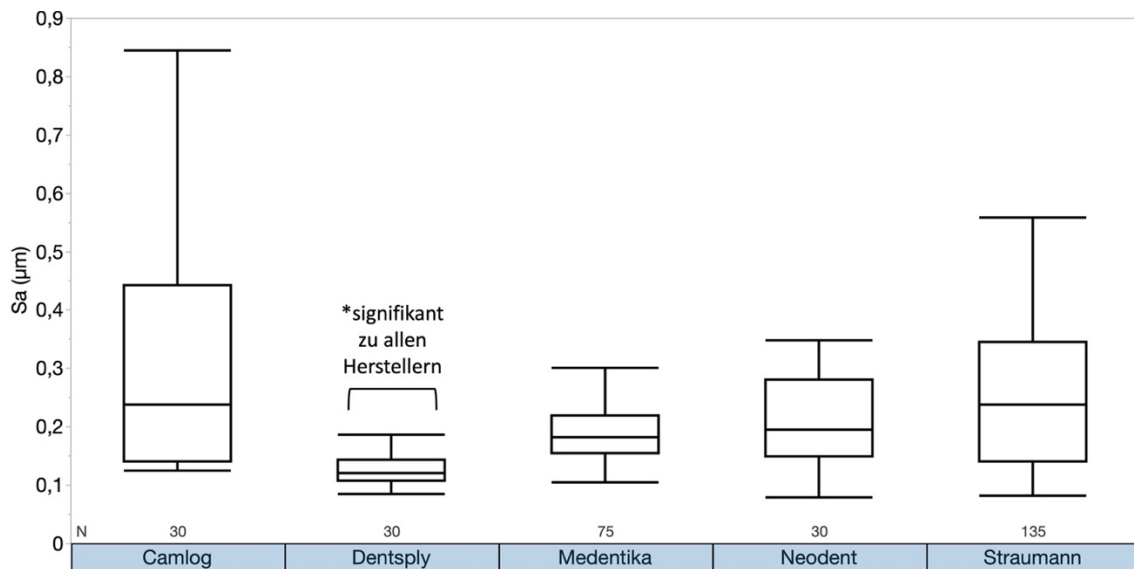


Abbildung 3.15: S_a -Werte der Titanoberflächen unterschiedlicher Hersteller

Die höchsten Mittelwerte der S_a -Werte waren bei Fa. Neodent und Fa. Camlog zu finden, die geringsten Mittelwerte bei Fa. Dentsply. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft. Die S_a -Werte waren zwischen der Fa. Dentsply und jeder weiteren Herstellergruppe signifikant verschieden.

Von Neodent und Camlog über Straumann und Medentika bis hin zu Dentsply wurden die Oberflächen damit zunehmend glatter. Die S_a -Werte der Oberflächen waren lediglich bei Dentsply normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 8). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_a -Werte zwischen den Herstellern. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Herstellerpaar in Tabelle 3.8 dargestellt.

Tabelle 3.8: Wilcoxon-Vergleich der S_a -Werte zwischen den Herstellern

Hersteller-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Straumann–Dentsply	$< 0,0001$	ja
Medentika–Dentsply	$< 0,0001$	ja
Neodent–Dentsply	$< 0,0001$	ja
Camlog–Dentsply	$< 0,0001$	ja
Straumann–Medentika	0,4934	nein
Neodent–Medentika	0,5395	nein
Straumann–Neodent	0,8808	nein
Neodent–Camlog	0,6952	nein
Medentika–Camlog	0,2794	nein
Straumann–Camlog	0,2343	nein

Die S_{dr} -Werte zwischen den Herstellern sind mittels Boxplots in Abbildung 3.16 dargestellt. Die Mittelwerte betrugen $16,643 \% \pm 19,081 \%$ (Camlog), $1,328 \% \pm 0,268 \%$ (Dentsply), $10,868 \% \pm 15,893 \%$ (Medentika), $17,692 \% \pm 44,492 \%$ (Neodent) und $6,335 \% \pm 7,017 \%$ (Straumann). Damit nahmen die Abweichungen von der idealisierten Bezugsebene (0 %) von Neodent und Camlog über Medentika und Straumann bis hin zu Dentsply ab. Neodent zeigte trotz geringem Median einen im Herstellervergleich ungewöhnlich hohen Mittelwert, was durch einige sehr hohe Ausreißer begründet ist. Die S_{dr} -Werte waren lediglich bei Dentsply normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 9). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert $< 0,0001$. Damit gab es signifikante Unterschiede der S_{dr} -Werte der Titanoberflächen zwischen den Herstellern. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode wurden für jedes Herstellerpaar in Tabelle 3.9 dargestellt.

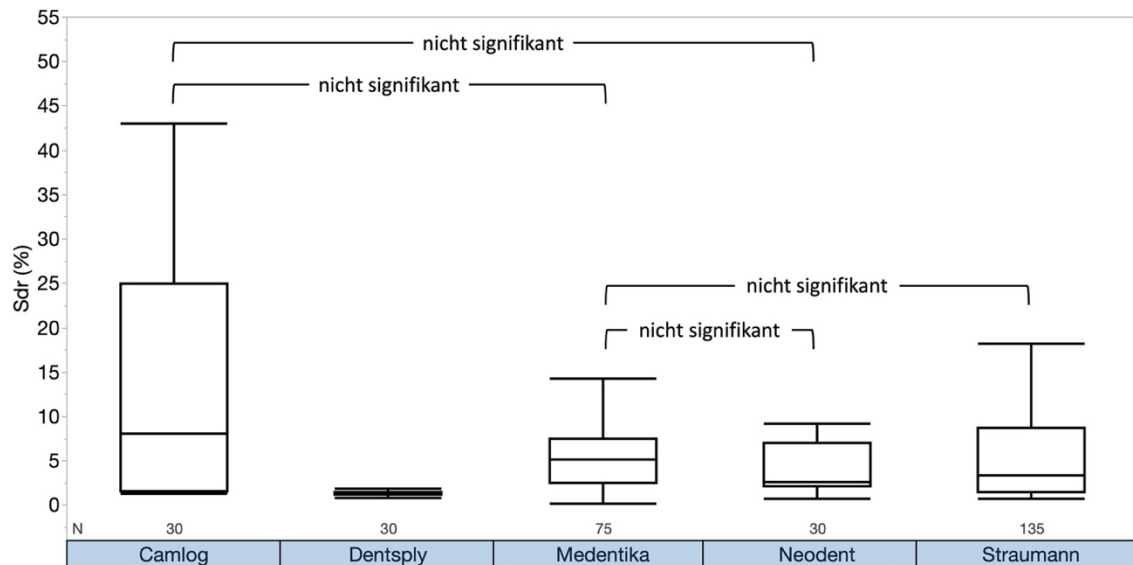


Abbildung 3.16: S_{dr} -Werte der Titanoberflächen unterschiedlicher Hersteller

Im Mittel wichen die S_{dr} -Werte der Oberflächen der Fa. Neodent trotz moderatem Median im Mittel am stärksten von der Bezugsebene ab. Bei den Oberflächen der Fa. Dentsply war die Abweichung im Mittel am geringsten. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.9: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr} -Werte zwischen den Herstellern

Hersteller-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Straumann–Dentsply	< 0,0001	ja
Medentika–Dentsply	< 0,0001	ja
Neodent–Dentsply	< 0,0001	ja
Camlog–Dentsply	< 0,0001	ja
Straumann–Medentika	0,0122	ja
Neodent–Medentika	0,5395	nein
Straumann–Neodent	0,8808	nein
Neodent–Camlog	0,6952	nein
Medentika–Camlog	0,2794	nein
Straumann–Camlog	0,0198	ja

3.3.4 Prüfkörper desselben Materials und Herstellers

Weiterhin wurden die Prüfkörperoberflächen desselben Materials und Herstellers verglichen. Für Titan wurden die Oberflächen aller fünf Hersteller analysiert, für Zirkonoxid nur drei Prüfkörpergruppen der Fa. Straumann. Die S_a -Werte der Prüfkörper aus Titan sind in Abbildung 3.17 mittels Boxplots dargestellt. Bei Camlog waren die definitiven Abutments der Gruppe Nr. 19 (Conelog universal)

mit einem Mittelwert von $0,461 \mu\text{m} \pm 0,197 \mu\text{m}$ signifikant rauer als die Gingivaformer der Gruppe Nr. 20 (Conelog healing cap) mit einem Mittelwert von $0,176 \mu\text{m} \pm 0,105 \mu\text{m}$. Bei Dentsply waren die Gruppen Nr. 21 (Direct Abutment) und Nr. 22 (Astra healing Abutment) mit Mittelwerten von $0,144 \mu\text{m} \pm 0,020 \mu\text{m}$ und $0,106 \mu\text{m} \pm 0,011 \mu\text{m}$ trotz signifikanter Unterschiede ähnlich glatt. Bei Neodent waren die Gingivaformer der Gruppe Nr. 28 (GF für GM CoCr Basis) mit einem Mittelwert von $0,511 \mu\text{m} \pm 0,500 \mu\text{m}$ signifikant rauer als die definitiven Abutments der Gruppe Nr. 26 (Micro Abutment GM) mit einem Mittelwert von $0,144 \mu\text{m} \pm 0,037 \mu\text{m}$.

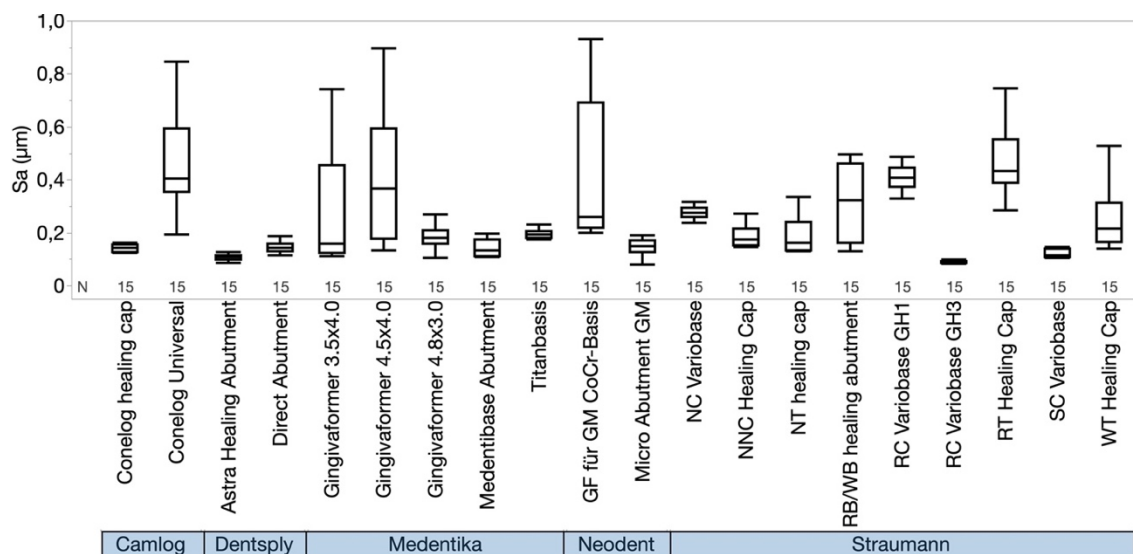


Abbildung 3.17: S_a -Werte der Titanoberflächen innerhalb eines Herstellers

Zwischen den S_a -Werten der Prüfkörpergruppen aus Titan innerhalb eines Herstellers gab es bei jeder Herstellergruppe signifikante Unterschiede. Insbesondere bei Prüfkörpergruppen der Firmen Camlog, Neodent und Straumann sind die Unterschiede deutlich sichtbar. Signifikanzen sind nicht dargestellt.

Bei Medentika wurden fünf Prüfkörpergruppen miteinander verglichen. Die Oberflächen waren mit Mittelwerten von $0,143 \mu\text{m} \pm 0,031 \mu\text{m}$ bei Gruppe Nr. 05 (MedentiBase) über $0,185 \mu\text{m} \pm 0,038 \mu\text{m}$ bei Nr. 25 (GF 4.8x3.0), $0,196 \mu\text{m} \pm 0,017 \mu\text{m}$ bei Nr. 15 (Titanbasis), $0,289 \mu\text{m} \pm 0,224 \mu\text{m}$ bei Nr. 24 (GF 3.5x4.0) bis zu $0,422 \mu\text{m} \pm 0,258 \mu\text{m}$ bei Nr. 23 (GF 4.5x4.0) zunehmend rauer. Die neun untersuchten Prüfkörpergruppen der Fa. Straumann sind in Tabelle 3.10 mit ihren Mittelwerten übersichtlich dargestellt. Gruppe Nr. 01 (RC Variobase GH3) zeigte die glattesten und Gruppe Nr. 12 (RT Healing Cap) die

rausten Oberflächen. Nr. 12 war zugleich im Mittel mehr als viermal rauer als Nr. 01. Insgesamt wiesen Titanoberflächen der Fa. Straumann sowohl sehr glatte als auch minimal raue Oberflächen auf. Die S_a -Werte waren bei Dentsply normalverteilt und bei den übrigen Herstellern nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 11). Der Kruskal-Wallis-Test ergab einen p-Wert $< 0,0001$ für Camlog, Neodent und Straumann sowie einen p-Wert $= 0,0002$ für Medentika. Der ANOVA-Test lieferte für Dentsply einen p-Wert $< 0,0001$. Somit unterschieden sich die S_a -Werte der Gruppen innerhalb jedes Herstellers signifikant.

Tabelle 3.10: S_a -Werte der Titan-Prüfkörpergruppen der Fa. Straumann

Orange markiert sind der geringste Mittelwert und die geringste Standardabweichung, braun markiert der höchste Mittelwert und die höchste Standardabweichung.

Prüfkörpergruppe (Nummer)	Mittelwert (μm) $\pm$ Std. Abw. (μm)
NC Variobase (04)	0,274 $\pm$ 0,022
NNC Healing Cap (10)	0,188 $\pm$ 0,041
NT Healing Cap (11)	0,190 $\pm$ 0,076
RB/WB healing Abutment (07)	0,315 $\pm$ 0,139
RC Variobase GH 1 (03)	0,407 $\pm$ 0,048
RC Variobase GH 3 (01)	0,089 $\pm$ 0,004
RT Healing Cap (12)	0,482 $\pm$ 0,150
SC Variobase (02)	0,121 $\pm$ 0,016
WT Healing Cap (13)	0,262 $\pm$ 0,132

Innerhalb der Fa. Straumann zeigten die drei in Abbildung 3.18 mittels Boxplots dargestellten Prüfkörpergruppen aus Zirkonoxid durchweg sehr geringe S_a -Werte. Die Mittelwerte betrugen $0,062 \mu\text{m} \pm 0,029 \mu\text{m}$ bei Gruppe Nr. 09 (CI RD H3.0), $0,0557 \mu\text{m} \pm 0,021 \mu\text{m}$ bei Gruppe Nr. 08 (CI RD H4.5) und $0,089 \mu\text{m} \pm 0,047 \mu\text{m}$ bei Gruppe Nr. 06 (NC healing). Dennoch zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Prüfkörpergruppen. Die S_a -Werte waren über alle drei Prüfkörpergruppen nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 10). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert von 0,0082. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche mittels Wilcoxon-Methode sind für jedes Prüfkörpergruppenpaar in Tabelle 3.11 dargestellt.

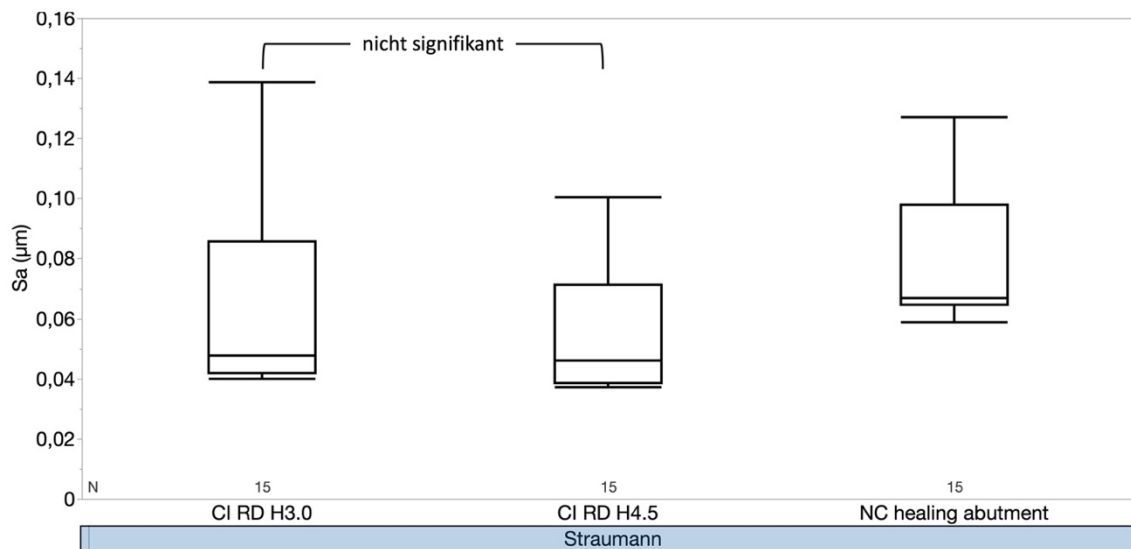


Abbildung 3.18: S_a -Werte der Zirkonoxidoberflächen der Fa. Straumann

Die S_a -Werte der drei Prüfkörpergruppen aus Zirkonoxid waren allesamt klein, ihre Oberflächen waren damit sehr glatt. Dennoch zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Prüfkörpergruppen. Alle Paarungen wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.11: Wilcoxon-Vergleich der S_a -Werte von Zirkonoxid-Prüfkörpern

Prüfkörpergruppen-Paar	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
NNC healing abutment–CI RD H4.5	0,0079	ja
NNC healing abutment–CI RD H3.0	0,0128	ja
CI RD H4.5–CI RD H3.0	0,3195	nein

3.3.5 Prüfkörper desselben Materials nach Abutmenttypen

Die Signifikanz der S_a -Werte zwischen Abutmenttypen wurde ausschließlich für Titan geprüft, da in den übrigen Materialgruppen jeweils nur Gingivaformer oder definitive Abutments vertreten waren. Innerhalb der Prüfkörper aus Titan lagen $n = 165$ Messwerte für Gingivaformer und $n = 135$ Messwerte für definitive Abutments vor. Die Abutmenttypen aller Materialgruppen sind in Abbildung 3.19 mittels Boxplots dargestellt. Die Mittelwerte der Abutmenttypen aus Titan betrugen $0,284 \mu\text{m} \pm 0,234 \mu\text{m}$ für Gingivaformer und $0,220 \mu\text{m} \pm 0,143 \mu\text{m}$ für definitive Abutments. Die S_a -Werte der Gingivaformer und definitiven Abutments aus Titan waren nicht normalverteilt (siehe Anhang Tabelle A 13). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte einen p-Wert von 0,0041. Definitive Abutments waren damit signifikant glatter als die Gingivaformer.

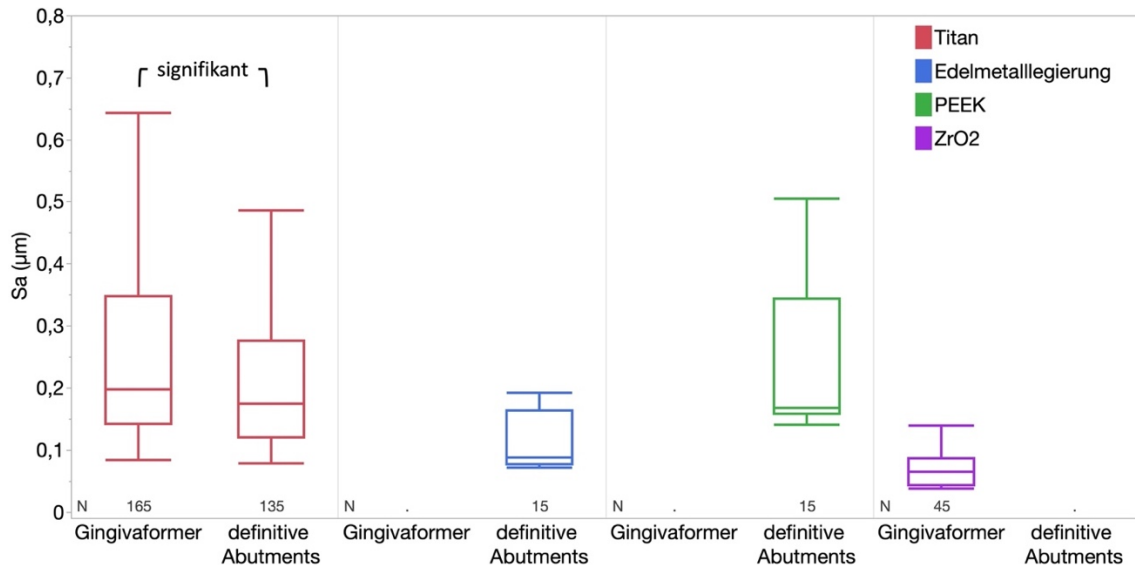


Abbildung 3.19: S_a -Werte der Prüfkörperoberflächen nach Abutmenttyp

Bei den Prüfkörperoberflächen aus Titan waren sowohl Gingivaformer als auch definitive Abutments vertreten. Bei der Edelmetalllegierung, bei PEEK und bei Zirkonoxid war jeweils nur einer der beiden Abutmenttypen vertreten. Die Paarung Gingivaformer und definitive Abutments aus Titan wurden auf Signifikanz geprüft, signifikante Paare sind dargestellt.

Deskriptiv wiesen definitive Abutments aus PEEK mit $0,240 \mu\text{m} \pm 0,124 \mu\text{m}$ eine vergleichbare Rauheit wie Titan auf, während definitive Abutments aus der Edelmetalllegierung mit $0,119 \pm 0,065 \mu\text{m}$ deutlich glatter waren. Gingivaformer aus Zirkonoxid zeigten mit $0,069 \mu\text{m} \pm 0,036 \mu\text{m}$ ebenfalls deutlich glattere Oberflächen als Gingivaformer aus Titan.

3.3.6 Die Messzonen innerhalb einer Prüfkörpergruppe

Innerhalb jeder Prüfkörpergruppe wurden die S_a -Werte zwischen den drei Messzonen verglichen. Wie in Abbildung 3.20 mittels Boxplots dargestellt, zeigten sich teils deutliche Rauheitsunterschiede innerhalb einzelner Prüfkörpergruppen. Gruppe Nr. 24 (GF 3.5x4.0) verdeutlicht exemplarisch, dass mitunter keinerlei Überschneidungen der Messergebnisse zwischen den drei Messzonen einer Gruppe auftraten. Aufgrund der geringen Datenmenge je Messzone wurde von einer Nicht-Normalverteilung der S_a -Werte ausgegangen.

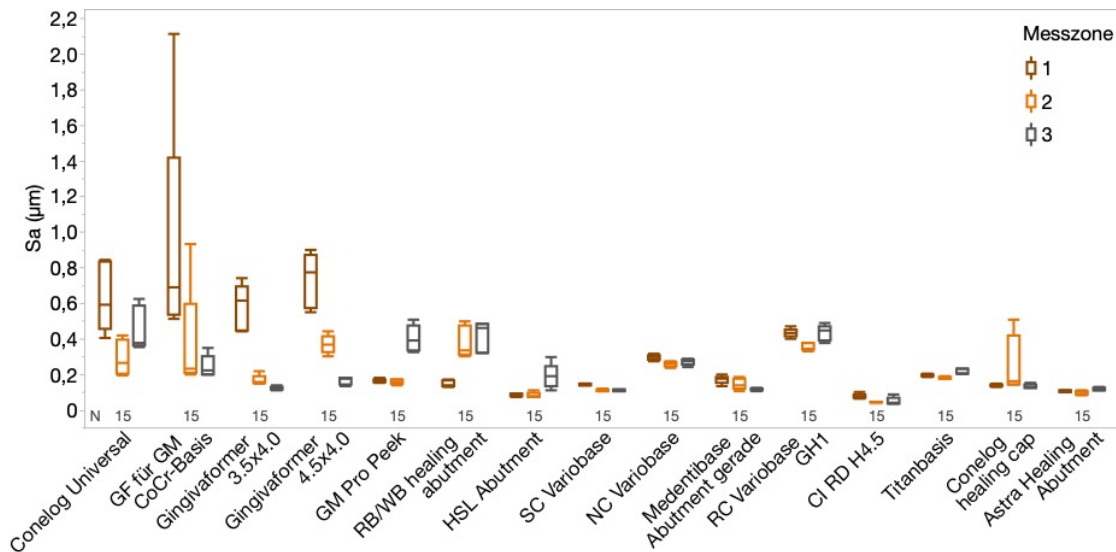


Abbildung 3.20: S_a -Werte der einzelnen Messzonen je Prüfkörpergruppe

Die S_a -Werte der Messzonen 1, 2 und 3 sind je Prüfkörpergruppe mittels Boxplots dargestellt. Abgebildet sind alle Prüfkörpergruppen, bei denen die S_a -Werte zwischen mindestens einem Messzonen-Paar innerhalb der Gruppe signifikant verschieden waren.

Der nichtparametrische Kruskal-Wallis-Test ergab bei 15 von 25 Prüfkörpergruppen p-Werte unterhalb des Signifikanzniveaus von $\alpha = 0,05$, sodass für diese Gruppen signifikante Unterschiede zwischen den Messzonen vorlagen (siehe Anhang Tabelle A 12). Als statistisch signifikant galt eine Prüfkörpergruppe, wenn mindestens ein Messzonen-Paar signifikante Unterschiede aufwies. In Abbildung 3.20 sind ausschließlich diese 15 signifikanten Prüfkörpergruppen dargestellt.

3.3.7 Prüfkörper nach Sondieren

Die S_a -Werte der acht sondierten Prüfkörper (gelb) sind mittels Boxplots in Abbildung 3.21 den nicht-manipulierten, rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe (schwarz) gegenübergestellt. Je sondiertem Prüfkörper wurden $n = 3$ Messfelder erhoben. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleichs zwischen sondierten und rohen Prüfkörpern je Gruppe sind in Tabelle 3.12 dargestellt. Mit Ausnahme der Gruppe Nr. 01 (RC Variobase GH 3) zeigte das Sondieren keinen signifikanten Einfluss auf die S_a -Werte.

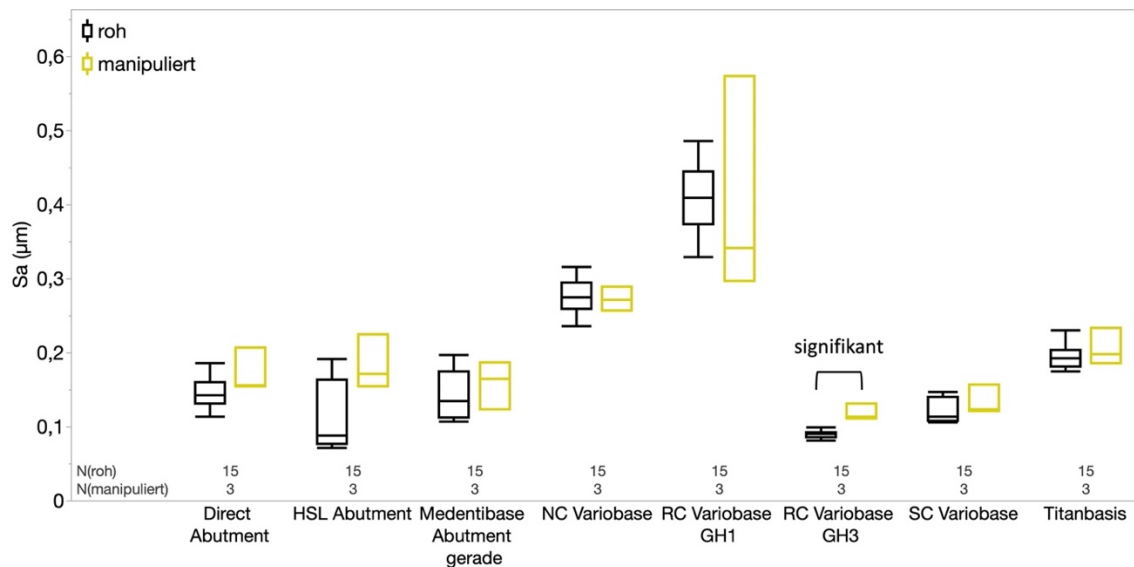


Abbildung 3.21: S_a -Werte der sondierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_a -Werte der sondierten Prüfkörper (gelb) sind neben den nicht-manipulierten (rohen) Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe (schwarz) dargestellt. Die Paarungen roh–manipuliert wurden auf Signifikanz geprüft, signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.12: Wilcoxon-Vergleich der S_a -Werte sonderter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/1	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/1	SC Variobase	0,1551	nein
Nr. 03–Nr. 03/1	RC Variobase GH 1	0,4772	nein
Nr. 04–Nr. 04/1	NC Variobase	0,8127	nein
Nr. 05–Nr. 05/1	MedentiBase Abutment	0,4069	nein
Nr. 15–Nr. 15/1	Titanbasis	0,6356	nein
Nr. 17–Nr. 17/1	HSL Abutment	0,0972	nein
Nr. 21–Nr. 21/1	Direct Abutment	0,0972	nein

Die S_{tr} -Werte der acht sondierten Prüfkörper sind mittels Boxplots in Abbildung 3.22 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe gegenübergestellt. Vier Prüfkörper zeigten nach Sondieren signifikant höhere S_{tr} -Werte auf. Die anisotropen Oberflächen der Gruppe Nr. 21 (Direct Abutment) zeigten sich nach Sondieren teils isotrop ($S_{tr} > 0,5$). Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleichs zwischen sondierten und rohen Prüfkörpern je Gruppe sind in Tabelle 3.13 dargestellt.

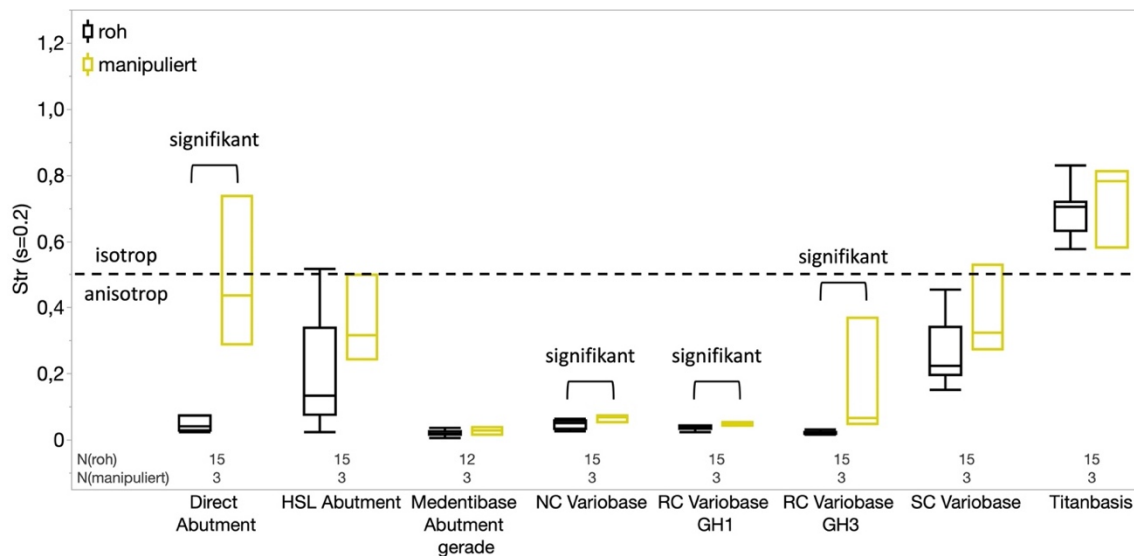


Abbildung 3.22: S_{tr} -Werte der sondierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_{tr} -Werte der sondierten Prüfkörper sind neben den rohen Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe dargestellt. Die Referenzlinie markiert einen S_{tr} von 0,5. Die Paarungen roh–manipuliert wurden auf Signifikanz geprüft, signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.13: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr} -Werte sonderter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/1	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/1	SC Variobase	0,1235	nein
Nr. 03–Nr. 03/1	RC Variobase GH 1	0,0092	ja
Nr. 04–Nr. 04/1	NC Variobase	0,0440	ja
Nr. 05–Nr. 05/1	MedentiBase Abutment	0,3481	nein
Nr. 15–Nr. 15/1	Titanbasis	0,6356	nein
Nr. 17–Nr. 17/1	HSL Abutment	0,1551	nein
Nr. 21–Nr. 21/1	Direct Abutment	0,0178	ja

3.3.8 Prüfkörper nach Politur

Die S_a -Werte der acht polierten Prüfkörper (orange) sind mittels Boxplots in Abbildung 3.23 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe (schwarz) gegenübergestellt. Je poliertem Prüfkörper wurden $n = 3$ Messfelder erhoben. Die Mittelwerte sind in Tabelle A 14 im Anhang aufgeführt. Mit Ausnahme von Gruppe Nr. 17 (HSL Abutment) waren die polierten Prüfkörper im Vergleich zu den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe signifikant glatter.

Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleichs zwischen polierten und rohen Prüfkörpern je Gruppe sind in Tabelle 3.14 dargestellt.

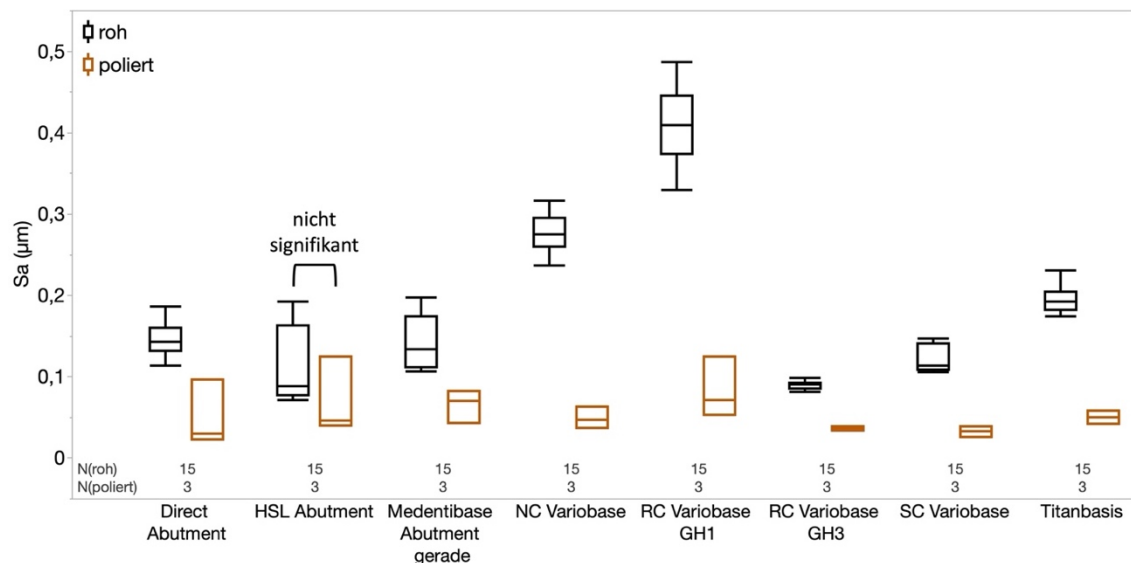


Abbildung 3.23: S_a -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_a -Werte der polierten Prüfkörper (orange) sind neben den rohen Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe (schwarz) dargestellt. Die Paarungen roh-polier wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.14: Wilcoxon-Vergleich der S_a -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/2	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/2	SC Variobase	0,0092	ja
Nr. 03–Nr. 03/2	RC Variobase GH 1	0,0092	ja
Nr. 04–Nr. 04/2	NC Variobase	0,0092	ja
Nr. 05–Nr. 05/2	MedentiBase Abutment	0,0092	ja
Nr. 15–Nr. 15/2	Titanbasis	0,0092	ja
Nr. 17–Nr. 17/2	HSL Abutment	0,1925	nein
Nr. 21–Nr. 21/2	Direct Abutment	0,0092	ja

Die S_{sk} -Werte der acht polierten Prüfkörper sind mittels Boxplots in Abbildung 3.24 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe gegenübergestellt. Die Mittelwerte der S_{sk} -Werte sind in Tabelle A 16 im Anhang aufgeführt. Bei vier polierten Prüfkörpern waren die S_{sk} -Werte signifikant erhöht, was auf eine Zunahme an

Oberflächenerhebungen nach Politur hinweist. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleichs sind in Tabelle 3.15 dargestellt.

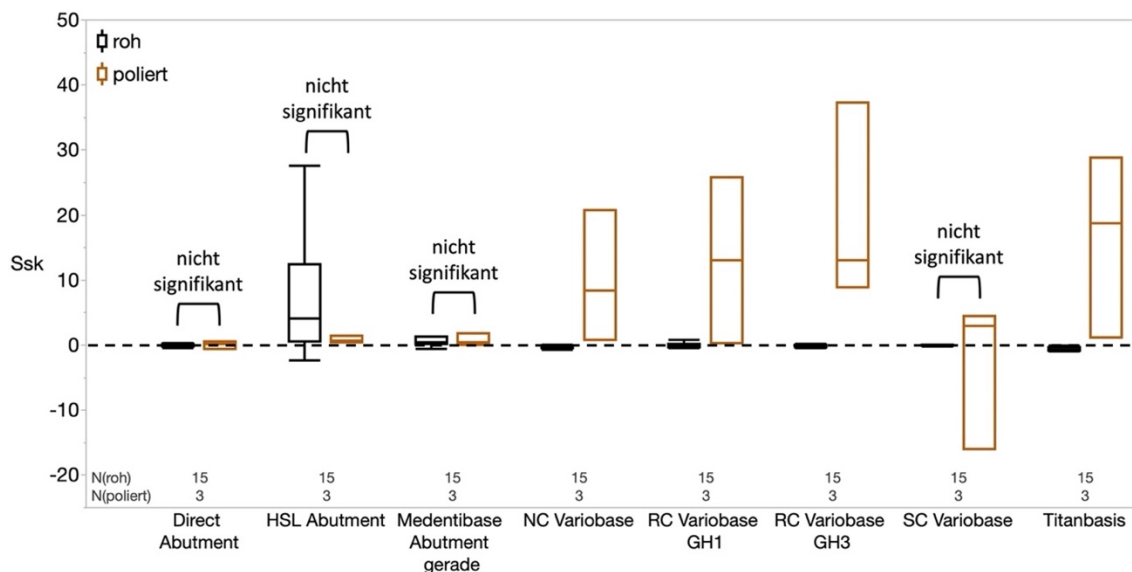


Abbildung 3.24: S_{sk} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_{sk} -Werte der polierten Prüfkörper sind neben den rohen Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe dargestellt. Die Referenzlinie markiert den Wert 0. Die Paarungen roh-polier wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.15: Wilcoxon-Vergleich der S_{sk} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/2	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/2	SC Variobase	0,4069	nein
Nr. 03–Nr. 03/2	RC Variobase GH 1	0,0129	ja
Nr. 04–Nr. 04/2	NC Variobase	0,0092	ja
Nr. 05–Nr. 05/2	MedentiBase Abutment	0,9057	nein
Nr. 15–Nr. 15/2	Titanbasis	0,0092	ja
Nr. 17–Nr. 17/2	HSL Abutment	0,2361	nein
Nr. 21–Nr. 21/2	Direct Abutment	0,7223	nein

Die S_{dr} -Werte der acht polierten Prüfkörper sind mittels Boxplots in Abbildung 3.25 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe gegenübergestellt. Die Mittelwerte der S_{dr} -Werte sind in Tabelle A 17 im Anhang aufgeführt. Mit Ausnahme von Gruppe Nr. 17 (HSL Abutment) waren die S_{dr} -Werte signifikant verringert, was auf eine

deutliche Reduktion der Oberflächenvergrößerung hinweist. Dieser Effekt war umso ausgeprägter, je stärker die Prüfkörper vor der Politur von der idealisierten Oberfläche ($S_{dr} = 0\%$) abwichen. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleiches sind in Tabelle 3.16 dargestellt.

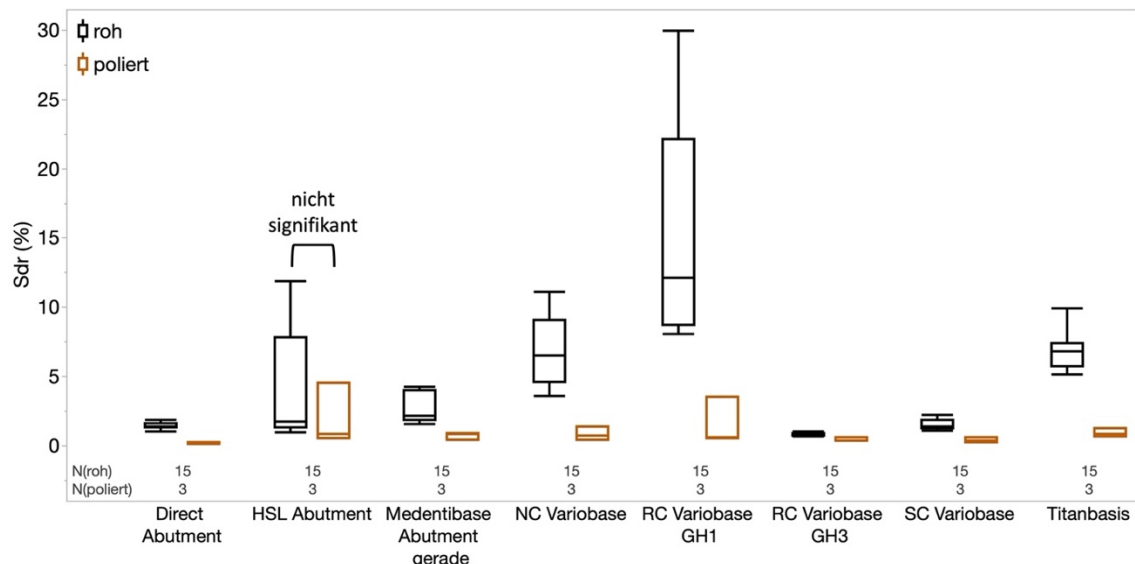


Abbildung 3.25: S_{dr} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_{dr} -Werte der polierten Prüfkörperoberflächen sind neben den rohen Prüfkörperoberflächen der jeweiligen Prüfkörpergruppe dargestellt. Die Paarungen roh–poliert wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.16: Wilcoxon-Vergleich der S_{dr} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/2	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/2	SC Variobase	0,0092	ja
Nr. 03–Nr. 03/2	RC Variobase GH 1	0,0092	ja
Nr. 04–Nr. 04/2	NC Variobase	0,0092	ja
Nr. 05–Nr. 05/2	MedentiBase Abutment	0,0092	ja
Nr. 15–Nr. 15/2	Titanbasis	0,0092	ja
Nr. 17–Nr. 17/2	HSL Abutment	0,1925	nein
Nr. 21–Nr. 21/2	Direct Abutment	0,0092	ja

Die V_{vv} -Werte der acht polierten Prüfkörper sind mittels Boxplots in Abbildung 3.26 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe gegenübergestellt. Die Mittelwerte der

V_{vv} -Werte sind in Tabelle A 18 im Anhang aufgeführt. Bei sechs polierten Prüfkörpern waren die V_{vv} -Werte signifikant verringert, was auf eine deutliche Reduktion der Talvolumina hinweist. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleiches sind in Tabelle 3.17 dargestellt.

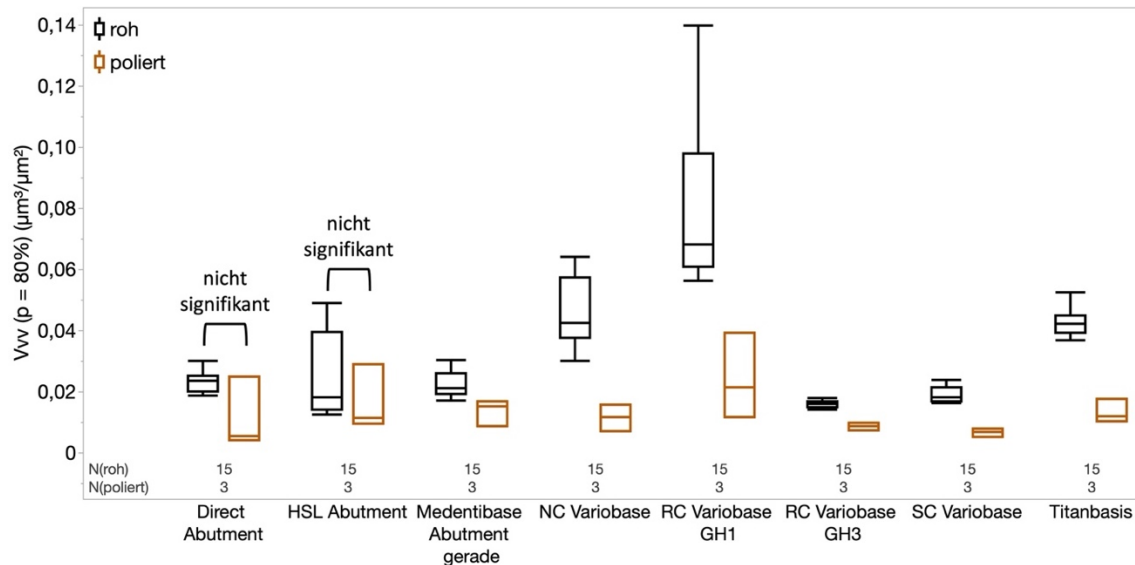


Abbildung 3.26: V_{vv} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die V_{vv} -Werte der polierten Prüfkörper sind neben den rohen Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe dargestellt. Die Paarungen roh-polirt wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.17: Wilcoxon-Vergleich der V_{vv} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/2	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/2	SC Variobase	0,0092	ja
Nr. 03–Nr. 03/2	RC Variobase GH 1	0,0092	ja
Nr. 04–Nr. 04/2	NC Variobase	0,0092	ja
Nr. 05–Nr. 05/2	MedentiBase Abutment	0,0092	ja
Nr. 15–Nr. 15/2	Titanbasis	0,0092	ja
Nr. 17–Nr. 17/2	HSL Abutment	0,1925	nein
Nr. 21–Nr. 21/2	Direct Abutment	0,1925	nein

Die S_{tr} -Werte der acht polierten Prüfkörper sind mittels Boxplots in Abbildung 3.27 den rohen Prüfkörpern ihrer Gruppe gegenübergestellt. Mit Ausnahme von

Prüfkörper Nr. 21/2 ($n = 2$) wurden je poliertem Prüfkörper $n = 3$ Messfelder erhoben. Die Mittelwerte der S_{tr} -Werte sind in Tabelle A 15 im Anhang aufgeführt. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vergleiches sind in Tabelle 3.18 dargestellt. Die anisotropen Oberflächen der Gruppen Nr. 01 (RC Variobase GH 3), Nr. 03 (RC Variobase GH 1) und Nr. 04 (NC Variobase) zeigten sich nach Politur mit signifikant erhöhten S_{tr} -Werten von teilweise $> 0,5$ isotrop. Die zuvor isotropen Oberflächen der Gruppe Nr. 15 (Titanbasis) wurden nach Politur mit signifikant verringerten S_{tr} -Werten $< 0,5$ anisotrop.

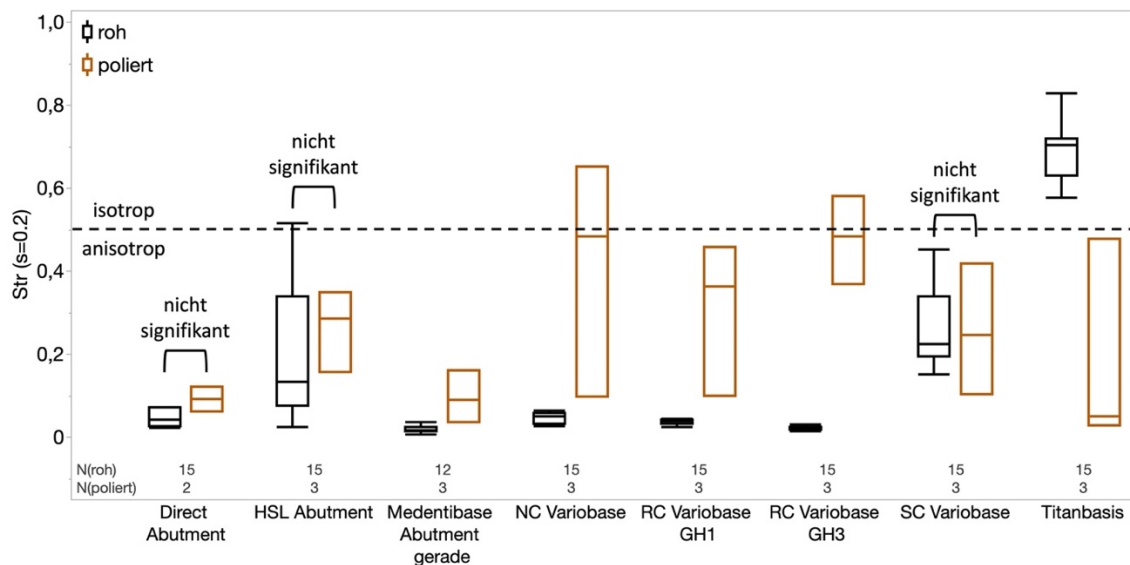


Abbildung 3.27: S_{tr} -Werte der polierten Prüfkörper je Prüfkörpergruppe

Die S_{tr} -Werte der polierten Prüfkörper sind neben den rohen Prüfkörpern ihrer zugehörigen Gruppe dargestellt. Die Referenzlinie markiert einen S_{tr} von 0,5. Die Paarungen roh-poliert wurden auf Signifikanz geprüft, nicht signifikante Paare sind dargestellt.

Tabelle 3.18: Wilcoxon-Vergleich der S_{tr} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper-Paar	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01–Nr. 01/2	RC Variobase GH 3	0,0092	ja
Nr. 02–Nr. 02/2	SC Variobase	1,0000	nein
Nr. 03–Nr. 03/2	RC Variobase GH 1	0,0092	ja
Nr. 04–Nr. 04/2	NC Variobase	0,0092	ja
Nr. 05–Nr. 05/2	MedentiBase Abutment	0,0115	ja
Nr. 15–Nr. 15/2	Titanbasis	0,0092	ja
Nr. 17–Nr. 17/2	HSL Abutment	0,3433	nein
Nr. 21–Nr. 21/2	Direct Abutment	0,4123	nein

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In den REM-Aufnahmen waren auf handelsüblichen dentalen Abutments trotz der optisch glatten Erscheinung zahlreiche markante Strukturen im Mikro-, Sub- μ - oder Nanometerbereich zu finden. Die S_a -Werte der transgingivalen Oberflächen der einzelnen Prüfkörpergruppen unterschieden sich vom kritischen Schwellenwert S_a von $0,2\text{ }\mu\text{m}$ [63] mehrheitlich signifikant. Zwischen den untersuchten Materialgruppen gab es signifikante Unterschiede bei den Rauheitsparametern S_a , S_{sk} , S_{ku} , S_{dr} , S_{tr} und V_{vv} . Auch zwischen den Herstellern unterschieden sich die Rauheitsparameter S_a und S_{dr} signifikant. Innerhalb der jeweiligen Hersteller waren die S_a -Werte der Oberflächen aus Titan und Zirkonoxid signifikant verschieden. Zudem unterschieden sich die S_a -Werte der Titanoberflächen zwischen den beiden untersuchten Abutmenttypen signifikant. Zwischen den drei zufällig ausgewählten Messzonen innerhalb der transgingivalen Zonen einer Prüfkörpergruppe zeigten sich bei 15 Prüfkörpergruppen signifikante Unterschiede der S_a -Werte. Nach dem Sondieren ausgewählter Prüfkörper mit einer zahnärztlichen Sonde wurden signifikante Veränderungen der S_a - und S_{tr} -Werte im Vergleich zu den rohen Oberflächen der jeweils zugehörigen Prüfkörpergruppe festgestellt. In den REM-Aufnahmen zeigten sich materialunabhängig deutlich sichtbare Krater mit randständigen Wällen, die sich unregelmäßig über die zuvor sondierten Oberflächen verteilten. Nach Politur ausgewählter Prüfkörper wurden bei den Rauheitsparametern S_a , S_{sk} , S_{dr} , S_{tr} und V_{vv} signifikante Unterschiede gegenüber den rohen Oberflächen der jeweiligen Prüfkörpergruppe gemessen. Im REM zeigte sich eine deutlich reduzierte Oberflächentextur im Vergleich zu den frisch aus der Verpackung stammenden Oberflächen. Die auf den rohen Oberflächen geordnet verlaufenden Rillen erschienen nach Politur verwaschen und ungeordnet, zudem waren zahlreiche Nanokrater sichtbar. Zusammenfassend konnten somit alle Nullhypothesen der Studie verworfen werden.

4 DISKUSSION

4.1 Diskussion von Material und Methode

4.1.1 Manipulation der Oberfläche

Die Manipulation der Abutmentoberfläche diene der Simulation des klinischen Workflows. Obwohl im Dentallabor verschiedene Prozesse wie Sandstrahlen, Zementieren oder Polituren zur Anwendung kommen [29, 31], wurden definitive Abutments in dieser Studie ausschließlich poliert, da der Fertigungsprozess meist mit einer Oberflächenpolitur abschließt. Ob Abutments im Dentallabor – wie in der Literatur vorgeschlagen [31] – konsequent abschließend poliert werden, ist schwer zu erfassen. Da kein allgemeingültiges Polierprotokoll existiert, greifen Zahntechniker auf individuell gewählte Poliersysteme zurück. So wurde auch für diese Studie ein eigenständiges Polierprotokoll unter Verwendung für Abutmentoberflächen geeigneter Polierer entwickelt.

Neben der Politur wurden die Prüfkörper mit einer Sonde manipuliert. Die Auswirkungen von Sonden und Scalern zu Dekontaminationszwecken auf Implantat- und Abutmentoberflächen sind bereits klinisch beschrieben [38, 39, 66]. Dabei konnten nicht nur Oberflächenveränderungen durch Metallinstrumente, sondern auch Materialrückstände nach Anwendung von Kunststoffscalern sowie eine Glättung der Oberfläche durch Bürsten nachgewiesen werden [66]. Die Wahl einer Sonde als einziges Instrumentarium zur Manipulation der Prüfkörper kann kritisch diskutiert werden. Im Praxisalltag gehört die Sonde aber zum Standardinstrumentarium. Zudem bildet sie im klinischen Workflow eine wichtige Schnittstelle zwischen Dekontaminationsprozessen wie der Zementrestentfernung und Prozessen, die wie beim Sondieren des Kronen-Abutment-Übergangs der reinen Inspektion dienen. Die Anwendung von Sonden im klinischen Alltag unterliegt bisher keinem standardisierten Protokoll. Deshalb wurde erneut ein eigenständiges Protokoll entwickelt, das konstant an allen sondierten Abutments angewendet wurde. Als konstanter Sondierungsdruck wurden 0,25 N gewählt, da dieser Wert auch bei parodontalen Messungen die Blutungsneigung nicht negativ beeinflusst [67]. Der Druck wurde vorab mithilfe einer Waage getestet. Es ist dennoch kritisch zu

hinterfragen, ob der Sondierungsdruck über alle Abutmentoberflächen hinweg konstant eingehalten wurde. Mögliche Schwankungen des Sondierungsdrucks spiegeln jedoch zugleich den klinischen Alltag wider.

4.1.2 Die Wahl der konfokalen Mikroskopie

Für die Rauheitsanalyse eignen sich mechanische Kontaktprofilometer, optische Profilometer oder Scanning-Probe-Mikroskope [60]. Dennoch werden in Abhängigkeit des zu untersuchenden Materials unterschiedliche Messgeräte bevorzugt [68]. Stark reflektierende Oberflächen wie maschinerte Titanlegierungen sind eher für die konfokale Mikroskopie geeignet, während sich gleichmäßig reflektierende Oberflächen wie anodisch oxidierte Titanlegierungen oder Zirkonoxid gut mit Weißlichtinterferometrie messen lassen. Besonders bei transluzenteren Oberflächen führen Störungen in der Reflexion des Lichts zu Interferenzen und damit ungenauen Werten. [68] Die Wahl der konfokalen Mikroskopie ist kritisch zu diskutieren, da materialspezifische Eigenschaften – wie in der Literatur empfohlen [68] – nicht berücksichtigt wurden. Vorteile waren jedoch die einfache Fokussierung des Objektivs trotz ausgeprägter Höhenunterschiede der realen Abutmentoberflächen sowie die Möglichkeit, Höhenunterschiede von bis zu 1 mm in einer einzigen Messserie im Multi-Tool-Spot zu erfassen. Gleichzeitig ergaben sich Schwierigkeiten bei der Identifikation der exakten Materialzusammensetzung der Abutments. Auf den Verpackungen wurde zwar das Material angegeben (z. B. „Titan“ oder „Titan Grad 5“), jedoch blieb unklar, ob es sich etwa um rein maschinerte, anodisch oxidierte oder anderweitig modifizierte Titanlegierungen handelte. Es wäre daher hilfreich, wenn künftig – sofern möglich – detailliertere Angaben zur Materialzusammensetzung bereitgestellt werden.

Über alle Prüfkörper hinweg wurde ein Hochpass-Filter von 50 μm (λ_c -Filter) verwendet. Die Angabe der Filtergröße ist wichtig, um publizierte Daten diverser Rauheitsparameter besser vergleichbar zu machen [60]. Insbesondere bei den realen Abutments ist die Angabe der Filtergröße wichtig, weil deren Eigenform eine zusätzliche Variable darstellt und die Rauheitsmessung komplexer macht.

Am konfokalen Mikroskop wurden Höhenunterschiede $\leq 350\text{ }\mu\text{m}$ mittels einer herstellerspezifischen Piezo-Technik und Unterschiede von $350\text{ }\mu\text{m}$ bis 1 mm mittels eines Mikromotors bewerkstelligt. Auf den ersten Blick konnte kein Einfluss durch den Wechsel zwischen Piezo-Technik und Mikromotor festgestellt werden. Vergleichende Untersuchungen derselben Oberflächen sowohl mit als auch ohne Piezo-Technik scheinen zur weiteren Klärung dieser Fragestellung denkbar.

4.2 Verpackung der Prüfkörper

Während alle untersuchten Gingivaformer steril verpackt waren, traf dies auf keines der definitiven Abutments zu. Gingivaformer kommen im zahnärztlichen Workflow unmittelbar mit Blut und Gewebeflüssigkeit in Kontakt und unterstützen die initiale Heilungsphase der periimplantären Schleimhaut. Definitive Abutments werden idealerweise in einer bereits verheilten Schleimhautmanschette platziert. Damit ließe sich erklären, dass die Hersteller definitive Abutments nicht steril verpacken, die Gingivaformer hingegen schon. In der Studie von Ríos-Santos et al. [41] wurden definitive Abutments initial eingesetzt und nicht mehr gewechselt, obwohl diese von Herstellerseite nicht explizit als steril gekennzeichnet waren. Dennoch bietet das Konzept des einzeitigen Abutments [41] einen vielversprechenden Ansatz. Die Schleimhautbarriere zeigt sich bei häufig gewechselten Abutments beeinträchtigt und eine Knochenresorption um die Abutments ist messbar [69]. Ein einzeitiges Abutment schont wiederum das Weichgewebe und unterbindet bakterielle Penetration durch das Aufrechterhalten der physiologischen Schleimhautbarriere [41]. Da prinzipiell jedes definitive Abutment für ein einzeitiges Vorgehen in Frage käme, stellt sich die Frage nach einer erforderlichen Sterilität. Eine Möglichkeit wäre, die von Seiten der Hersteller unsteril gelieferten Abutments in der Praxis selbst zu sterilisieren. Durch die Sterilisation werden die Keime in ihrem Wachstum gehemmt. Dennoch verbleiben mitunter potenziell pathogene Rückstände auf der Oberfläche. Unter diesen Rückständen ist auch das Aufkommen von Prionen möglich, weswegen von einer Sterilisation der Abutments in der Zahnarztpraxis prinzipiell abgeraten wird. [70] Definitive Abutments, die für einen einzeitigen

Einsatz vorgesehen sind und dauerhaft im Mund verbleiben, sollten daher herstellerseitig steril verpackt und entsprechend gekennzeichnet werden.

Untersuchte Prüfkörper unterschieden sich weiterhin durch ihre Lagerung innerhalb des Blisters und durch das Verpackungsmaterial selbst. Es gibt Hinweise darauf, dass Mono- und Oligomere oder Lösungsmittel aus der Kunststoffverpackung auf Medizinprodukten verbleiben [71]. Es kann daher von Vorteil sein, die Abutments zu fixieren und zusätzlich zu schützen, um Kunststoffrückstände auf den Oberflächen zu minimieren. Im konfokalen Mikroskop zeigte sich kein Zusammenhang zwischen erhöhten Rauheitswerten und den im Blister frei beweglichen Abutments. Am REM allerdings wurden markante Partikel auf Abutments gefunden, die vermehrt lose in ihrem Blister aufbewahrt wurden. Signifikanzen und die Materialzusammensetzung dieser Partikel wurden nicht untersucht. Dass Kunststoffpartikel auf Implantatoberflächen haften und dort verbleiben können, wurde beim Kürettieren mit Kunststoffscalern bereits nachgewiesen [66]. Da zudem Metall-Metall-Kontakt nachweislich optisch sichtbare Kratzer auf Implantatoberflächen verursachen kann [38, 39, 66], ist die Lagerung der Prüfkörpergruppe Nr. 04 kritisch zu diskutieren. Obwohl keine signifikanten Unterschiede der Rauheitswerte nachgewiesen werden konnten, führte die gemeinsame Lagerung von Abutment und Schraube zu wiederholtem Kontakt zwischen beiden Komponenten.

4.3 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

4.3.1 Prüfkörper aus der Verpackung

Bereits die beobachteten Mikrorillen auf PEEK-, Titan- und Edelmetalloberflächen sowie die Nanokrater auf Zirkonoxid widersprechen der Nullhypothese, dass optisch glatte Abutments auch mikroskopisch glatte Oberflächen aufweisen. Parallel angeordnete Mikrorillen auf anodisierten oder polierten Abutmentoberflächen sind auch in der Literatur [45, 72] beschrieben und werden auf den Herstellungsprozess maschinell bearbeiteter transgingivaler Oberflächen zurückgeführt [45, 72]. Doll et al. [46] berichten, dass herkömmliche

Abutmentoberflächen überwiegend von ungeordneten Mikrorillen geprägt sind, obwohl parallel verlaufende Mikrorillen eine günstigere Proliferation der hGFs zeigen. Künstlich erzeugte parallele Mikrorillen auf Titanlegierungen erwiesen sich dabei insbesondere bei Breiten von 11,5 bis 13,9 μm als förderlich für die Fibroblastenproliferation. [46] Mikrorillen beeinflussen zudem die Zellmorphologie und führen zu verlängerten, abgeflachten und spindelförmigen hGFs [45]. Im Gegensatz dazu zeigen maschinell bearbeitete Oberflächen mit zusätzlicher Piranha-Ätzung netzartig angeordnete hGFs, weil vorhandene Mikrorillen durch den Ätzprozess abgeschwächt werden [45]. Auf beiden Oberflächen haften die hGFs mit ihren Filopodien an der Oberfläche, wobei die Haftung auf zusätzlich geätzten Oberflächen stärker ausgeprägt ist. Eine bakterienresistente Wirkung konnte für keine der beiden Oberflächen nachgewiesen werden [45], was auch von Roy et al. bestätigt wird, die für Mikrorillen ebenfalls keine bakteriziden Effekte fanden [73].

Neben den verschiedenen Herstellungsprozessen von Abutments (Fräsen, Schleifen, Maschinieren, Polieren [44-46]) kommen mutmaßlich auch die Korngröße der Schleifpartikel oder Geschwindigkeit und Anpressdruck der Schleifkörper für die Ausbildung der Mikrorillen in Betracht. Nur bei den von Doll et al. [46] künstlich erzeugten Mikrorillen bestimmten die verwendeten Masken der UV-Lithografie maßgeblich Breite und Morphologie der Strukturen [46]. Die bei den untersuchten Prüfkörpern detektierten Mikrorillen stimmen in Form, Größe und Anordnung weitgehend mit den in der Literatur [45, 46, 72] als günstig beschriebenen Mikrorillen überein. Einzig die Mikrorillen der Edelmetalllegierung mit einer Breite von etwa 100 nm lagen unterhalb der literarischen Range. Oberflächen aus Titan oder PEEK erscheinen vor diesem Hintergrund besonders günstig für die Proliferation und Ausbreitung von Fibroblasten. Die Breite der Mikrorillen ist aber mit Sicherheit noch kein alleiniger Garant für ein optimales Wachstum von Fibroblasten. Verschiedene Analysemethoden wie die kombinierte Auswertung von REM-Aufnahmen und Rauheitsparametern müssen zur Beurteilung von Form, Anordnung und Eigenschaften vorhandener Mikrorillen herangezogen werden. In der vorliegenden Studie wurden Korrelationen zwischen der Rauheitsanalyse und der Oberflächenmorphologie im REM vielfach

deutlich. Prüfkörperoberflächen aus Zirkonoxid ohne Mikrorillen zeigten signifikant geringere S_a -Werte als die übrigen Materialien und waren damit ähnlich glatt wie die von Mukaddam et al. [45] untersuchten polierten Titanprobenplättchen ($S_a = 0,082 \mu\text{m}$). Mikrorillenfrie Oberflächen oder polierte Oberflächen mit reduzierten Mikrorillen [45] korrelierten folglich mit einer reduzierten Oberflächenrauheit. Vorhandene Mikrorillen wiederum führten zu einer signifikanten Vergrößerung der Gesamtoberfläche (S_{dr}). Daneben korrelierten größer werdende Rillenbreiten mit signifikant höheren Talvolumina (V_{vv}), was sich an signifikant erhöhten V_{vv} -Werten von Titan und PEEK gegenüber Edelmetall und Zirkonoxid zeigte. Mikrorillen verstärkten auch die Richtungsabhängigkeit der Oberflächen, da auf Titan, PEEK und der Edelmetalllegierung anisotrope Texturen messbar waren. Das Fehlen von Mikrorillen war hingegen mit einer richtungsunabhängigen Oberflächenstruktur verknüpft, weshalb sich Zirkonoxid mit ausgeprägt isotropen Eigenschaften ($S_{tr} > 0,5$) signifikant von den übrigen Materialien unterschied. In Anlehnung an Rausch et al. [53] finden Fibroblasten auf anisotropen Oberflächen entlang der Mikrorillen bevorzugte Wachstumsbedingungen vor, während auf isotropen Oberflächen keine strukturelle Orientierung des Zellwachstums erfolgt [53]. Daraus lassen sich für Titan, PEEK und die Edelmetalllegierung Vorteile hinsichtlich der Zellausrichtung ableiten. Eine eindeutige Erklärung für die Dominanz der Erhebungen (S_{sk}) und deren ausgeprägte Spitzigkeit (S_{ku}) auf Edelmetalloberflächen liegt bislang nicht vor. Plausibel erscheint jedoch, dass sehr schmale Mikrorillen zu einer insgesamt feineren Topografie führen, wodurch Erhebungen spitzer wirken und enge Vertiefungen möglicherweise messtechnisch nur eingeschränkt erfasst werden.

Neben Mikrorillen werden in der Literatur [45, 54] auch Nanoporen auf modifizierten Titanoberflächen untersucht, da sich Fibroblasten auch entlang solcher Poren ausrichten [45, 54]. Auf den handelsüblichen Prüfkörpern dieser Studie ließen sich keine gezielt strukturierten Nanoporen identifizieren. Dies ist vermutlich sowohl auf das Fehlen entsprechender Oberflächenmodifikationen als auch auf die begrenzte Auflösung der eingesetzten REM-Aufnahmen zurückzuführen. Zwar sind theoretisch Auflösungen im Nanometerbereich

möglich, Strukturen unterhalb von etwa 100 nm lassen sich jedoch praktisch nur eingeschränkt zuverlässig darstellen. Der Einsatz eines Feldemissions-REM könnte die Detektion potenzieller Nanostrukturen erleichtern. Mit der verwendeten konfokalen Mikroskopie waren Nanoporen aufgrund der vertikalen Auflösung von 40 nm und der rechnerischen lateralen Grenzauflösung von 0,48 µm nicht detektierbar.

Oberflächen mit einer Kombination aus homogenen Mikrorillen und zusätzlicher Nanostrukturierung fördern – wie bereits frühere Studien [53, 74] schlussfolgerten – zusammenfassend die frühe Adhäsion von Fibroblasten und können dadurch die bakterielle Besiedlung indirekt reduzieren. Allgemein wird neben Titan zudem auch Zirkonoxid in der Literatur als bevorzugtes Abutmentmaterial genannt [74]. Da Zirkonoxid in der vorliegenden Studie keine Mikrorillen aufwies, ist den in der Literatur als günstig beschriebenen Mikrorillen insgesamt ein hoher, aber keinesfalls alles entscheidender Stellenwert zuzuschreiben. Weiterhin könnten auch sehr feine, geordnete Rillenstrukturen im Übergang zwischen Mikro- und Nanostrukturierung positive Effekte auf Zelladhäsion und -proliferation entfalten, was durch ihre strukturelle Ähnlichkeit zu vorteilhaften Nanoporen gestützt wird [45, 54]. Ein systematischer Vergleich unterschiedlicher Mikro- und Nanostrukturen in Abhängigkeit vom Material verdient die Aufmerksamkeit zukünftiger Zellkulturstudien.

Auf den Oberflächen der Prüfkörpergruppe Nr. 28 zeigte sich ein Krakelee, das in ähnlicher Form bereits auf explantierten Hüfttotalendoprothesen aus CoCrMo- und Titanlegierungen beschrieben und auf interkristalline Korrosion zurückgeführt wurde [75]. Der Einfluss derart krakelierter Oberflächen auf die Adhäsion von hGFs ist bislang nicht systematisch untersucht. Da interkristalline Korrosionen auf bereits getragenen Prothesen auftraten [75], scheinen Krakelierungen auf handelsüblichen Abutments zunächst weder beabsichtigt noch vorteilhaft. Zudem wurden auf den genannten Hüftprothesen zahlreiche Materialablagerungen nachgewiesen [75], die den hellen und dunklen Arealen der Partikelgruppe II (siehe Abbildung 3.6b) stark ähneln. EDX-Analysen (Energiedispersive Röntgenspektroskopie) identifizierten diese Strukturen als Materialablagerungen in Kombination mit Sauerstoff [75]. Auch

Materialausbrüche und -transfer wurden beschrieben [75] und fanden sich in vergleichbarer Form auf den Prüfkörpern der Gruppe Nr. 28 (siehe Abbildung 3.6c). Als Ursachen kommen sowohl Rückstände aus dem Herstellungsprozess als auch spontane Kontaminationen nach Öffnen der Verpackung in Betracht. Es ist wahrscheinlich, dass solche Partikel die lokale Adhäsion von hGFs beeinflussen. Studien fordern einerseits homogene Oberflächen ohne markante oder spitze Erhebungen [9, 53]. Andererseits ist belegt, dass verbleibende Titanpartikel die Zelladhäsion und -proliferation reduzieren und Gewebeabbau fördern [76]. Partikel mit Größen von 1,5 bis 5 µm werden phagozytiert und stören intrazelluläre Prozesse, während größere Partikel (> 10 µm) extrazellulär verbleiben und stabile Zelladhäsionen behindern [76]. Die auf den Prüfkörperoberflächen beobachteten Partikel mit Größen von 2 bis 20 µm liegen damit exakt im kritischen Bereich und sind potenziell mit nachteiligen Effekten auf Zelladhäsion und -proliferation assoziiert.

Die in Abbildung 3.5 dargestellten, etwa 500 nm großen, kugelförmigen Partikel, die teils gruppiert und teils dissoziiert vorlagen, zeigen Ähnlichkeiten zu den von Mukaddam et al. [45] auf Titanoberflächen untersuchten Bakterien. Obwohl kein DNA-Nachweis durchgeführt wurde, können bakterielle Rückstände infolge einer Kontamination während der Messung, die durch das Ultraschall- und Ethanolbad nicht vollständig entfernt wurden, nicht ausgeschlossen werden. Ebenso sind Rückstände aus dem Herstellungsprozess denkbar. Die runde Morphologie und die überwiegend dissoziierte Verteilung der Partikel sprechen im Vergleich zu ähnlichen Befunden am ehesten für inaktive Bakterien [52]. Für eine komplikationslose Weichgewebsheilung ist es entscheidend, eine bakterielle Besiedelung der Abutmentoberfläche möglichst zu verhindern [17, 62]. Modifizierte Abutmentoberflächen wie anodisierte, titannitridbeschichtete oder antibiotikabeschichtete Oberflächen zeigen in experimentellen Studien antibakterielle Eigenschaften. Diese werden jedoch bislang nicht standardmäßig im klinischen Alltag eingesetzt, da belastbare Langzeitergebnisse aus klinischen Studien fehlen. [77] Auch auf den in dieser Arbeit untersuchten handelsüblichen Abutments waren – mit Ausnahme mutmaßlich anodisierter Prüfkörper – keine gezielt antibakteriell modifizierten Oberflächen erkennbar.

Antibakterielle Eigenschaften wurden auch durch mittels Anodisierung aufgebraute Nanosäulen erzeugt. Deren antibakterielle Wirksamkeit hängt neben dem untersuchten Bakterienstamm insbesondere vom Säulendurchmesser ab. [52] Nanosäulen mit hohem Aspektverhältnis, also einem großen Verhältnis von Höhe zu Durchmesser, weisen eine gute mechanisch-bakterizide Wirkung auf [73]. Darüber hinaus existieren verschiedene Herstellungsverfahren für Titanoxid-Nanostrukturen, die sich insbesondere in der Elektrolytzusammensetzung unterscheiden und eine große Bandbreite an Säulendurchmessern erzeugen [78]. In-vivo-Studien berichten über positive Effekte insbesondere bei Durchmessern > 50 nm. Eine zusätzliche Wärmebehandlung kann durch Veränderungen der Kristallstruktur die antibakteriellen Eigenschaften weiter verbessern. [78] Vor dem Hintergrund der Vielzahl möglicher Herstellungsverfahren von Nanostrukturen gewinnt die Transparenz der Produktionsprozesse handelsüblicher Abutments an Bedeutung. Auch wenn gezielt aufgebraute Nanosäulen mit den in dieser Studie verwendeten Auflösungen nicht detektiert werden konnten, erscheinen insbesondere die Prüfkörpergruppen Nr. 7, Nr. 24 und Nr. 28 aufgrund einer mutmaßlich durchlaufenen Anodisierung für weiterführende Untersuchungen bei höheren Vergrößerungen interessant. Vergrößerungen ab etwa 40.000x sind geeignet, um Nanosäulen zuverlässig darzustellen [78].

4.3.2 Prüfkörper nach Sondieren

Nach Sondieren waren allgemein deutlich sichtbare Kratzspuren sichtbar. Damit ist die Nullhypothese abzulehnen, wonach das Sondieren zu keinen Oberflächenveränderungen führt. Kratzer traten auf Edelmetalloberflächen ausgeprägter auf als auf Titanoberflächen. Der bei Titan beobachtete schmierig wirkende Abrieb im Vergleich zum flockigen Abrieb der Edelmetalllegierung ist mutmaßlich auf Unterschiede in Härte und Elastizitätsmodul der Materialien zurückzuführen, da Edelmetalllegierungen allgemein einen höheren Verschleiß als Titan aufweisen [79]. Die variierende Breite der Kratzspuren wird hingegen auf den Einstellwinkel und den Sondierungsdruck zurückgeführt. Neben

mechanischer Instrumentierung können auch Fluoride und Abrasionspartikel in Zahncremes die Oberfläche von Abutments verändern [80], was die hohe Empfindlichkeit der transgingivalen Zone gegenüber äußeren Einflüssen unterstreicht. Da Kratzspuren auch klinisch nach Zemententfernung auf Abutmentoberflächen beschrieben wurden [38, 39], besitzen die Ergebnisse des künstlichen Sondierens in dieser Studie eine hohe klinische Relevanz. Vor diesem Hintergrund erscheint es sinnvoll, den Einsatz von Edelmetallinstrumenten zur Zementrestentfernung kritisch zu hinterfragen, da diese stärkere Oberflächenschäden verursachen können als Instrumente aus Kunststoff [38, 39]. Prüfkörper aus Zirkonoxid wurden in dieser Studie nicht sondiert, zeigten jedoch in früheren Untersuchungen nach klinischer Zemententfernung keine Kratzspuren und gelten daher als kratzstabile Alternative [39]. Zudem gewinnt Zirkonoxid im klinischen Workflow an Bedeutung, da auf Zirkonoxid-Oberflächen eine gute Zelladhäsion und Proliferation nachgewiesen wurde [74]. Die Auswirkungen sondierungsbedingter Kratzer auf Zellverhalten und Plaquebildung sind bislang nicht systematisch untersucht. Es ist jedoch anzunehmen, dass Kratzspuren mechanisch bedingt die Plaqueretention fördern und dadurch – ähnlich wie bei verbliebenen Zementresten – das Risiko periimplantärer Entzündungen erhöhen [37, 81]. Darüber hinaus müssen die nach dem Sondieren verbliebenen Abriebpartikel im Zusammenhang mit der nachgewiesenen Verschlechterung der Zelladhäsion kritisch diskutiert werden [76].

4.3.3 Prüfkörper nach Politur

Die Politur spielt eine zentrale Rolle, da sie in zahlreichen Prozessschritten Einfluss auf die transgingivale Oberfläche nimmt – vom industriellen Herstellungsprozess über den klinischen Workflow bis hin zu gezielt modifizierten Oberflächen in Studien. Bereits ab Werk werden Abutmentoberflächen poliert [45], doch auch im Dentallabor [31] und in der Prophylaxe [33] kommt eine Politur routinemäßig zum Einsatz. Nach der Politur der Prüfkörper waren Mikrorillen – sofern überhaupt noch detektierbar – inhomogen, ungeordnet und verwaschen. Häufig zeigten sich auf den polierten Oberflächen lediglich ungeordnete

Nanokrater und -riefen. Insbesondere die in Abbildung 3.8 dargestellten Oberflächen verdeutlichen den Verlust der Parallelität und Struktur zuvor vorhandener Mikrorillen. Gleichzeitig nahm die Anzahl verbliebener Partikel auf polierten Prüfkörpern deutlich zu. Die Herkunft und Zusammensetzung dieser Partikel ließe sich am ehesten mittels EDX-Analyse oder Röntgendiffraktometrie bestimmen. Als wahrscheinlich erscheinen sowohl ein Materialtransfer als auch Rückstände des Poliermaterials. Dass Titan- und Edelmetalloberflächen auch nach der Politur unterschiedliche Oberflächentexturen aufwiesen, ist mutmaßlich erneut auf die unterschiedlichen Verschleißseigenschaften der Materialien zurückzuführen [79]. Zusätzlich dürften der Anpressdruck und der Anstellwinkel der Polierer einen Einfluss gehabt haben. Auf Edelmetalloberflächen waren Mikrorillen nach der Politur noch am deutlichsten ausgeprägt, was mutmaßlich darauf hindeutet, dass aufgrund der ursprünglich tiefen Talstrukturen die Polierer nicht bis in die Tiefe vordringen konnten.

4.4 Die Rauheit am konfokalen Mikroskop

4.4.1 Der S_a -Schwellenwert

Der von Bollen et al. [63] für intraorale feste Oberflächen definierte kritische Schwellenwert stellt eine wichtige Grenze dar, unterhalb derer die Menge bakterieller Plaque nicht mehr weiter reduziert werden kann. Die Autoren stützen diesen empirisch abgeleiteten Grenzwert insbesondere auf die Studie von Quirynen et al. [82], in der Kunststoffstreifen mit Rauheiten von $0,1\text{ }\mu\text{m}$ und $2,2\text{ }\mu\text{m}$ auf Schneidezähnen hinsichtlich ihrer Plaqueadhäsion untersucht wurden. In neueren Studien [9, 17, 39, 43] wird dieser Schwellenwert jedoch über seine ursprüngliche Funktion als Plaqueindikator hinaus genutzt. Er dient der Einordnung des Zellverhaltens von Fibroblasten und Bakterien auf Abutmentoberflächen [9, 17], wird als Korrelationsgröße zu weiteren Rauheitsparametern herangezogen, mit Benetzungseigenschaften verglichen [43] oder zur Bewertung mikrostruktureller Einflüsse auf die Oberflächenrauheit verwendet [39]. Kritisch zu diskutieren ist, dass sich der von Bollen et al. definierte Schwellenwert auf den zweidimensionalen R_a -Parameter bezieht, in

dieser Studie jedoch auf den dreidimensionalen S_a -Wert übertragen wurde. Da ausschließlich 3D-Parameter erhoben wurden, wurde eine Vergleichbarkeit vorausgesetzt, ohne die von Albrektsson und Wennerberg [60] formulierten Bedingungen im Detail zu prüfen. Bemerkenswert ist dennoch, dass sich die S_a -Werte von 17 der 25 untersuchten handelsüblichen Prüfkörpergruppen signifikant vom kritischen Schwellenwert S_a von $0,2\ \mu\text{m}$ unterschieden. Neun Prüfkörpergruppen wiesen S_a -Werte teilweise über $0,4\ \mu\text{m}$ auf und sind damit bereits als minimal rau einzuordnen [11]. Rausch et al. [53] zeigten, dass auf minimal rauen Oberflächen die initiale Vitalität und Proliferation von hGFs reduziert ist [53], während Areid et al. [17] Titanoberflächen bis zu einem S_a von $0,5\ \mu\text{m}$ weiterhin als weichgewebtsfreundlich bewerten. Daraus lässt sich ableiten, dass Oberflächen bis zu einem S_a von etwa $0,5\ \mu\text{m}$ am Übergang zwischen Glätte und minimaler Rauheit noch als grundsätzlich weichgewebtsfreundlich gelten können. Fünf Prüfkörpergruppen sind mit gemessenen S_a -Werten $> 0,5\ \mu\text{m}$ aber demnach im Nachteil bei der initialen Adhäsion, Proliferation und Lebensfähigkeit von Fibroblasten. Obwohl minimal raue Oberflächen wiederum nach etwa einer Woche eine verbesserte fokale Adhäsion von Fibroblasten gegenüber glatten Oberflächen zeigen [53], ist fraglich, ob dieser zeitverzögerte Vorteil im klinischen Workflow ausreichend ist. Die initiale Zelladhäsion muss deutlich früher erfolgen [50], während bakterielle Besiedelung periimplantärer Oberflächen bereits innerhalb von 30 Minuten nach Implantation nachgewiesen werden kann [83]. Der Fokus liegt daher auf Oberflächen, die von Beginn an eine möglichst geringe Plaqueadhäsion begünstigen. Trotz des Alters der Studie von Bollen et al. [62] bestätigen neuere Arbeiten [9, 44] die Relevanz des kritischen Schwellenwerts hinsichtlich der bakteriellen Plaqueadhäsion. Zudem zeigen auch Oberflächen mit S_a -Werten unterhalb von $0,2\ \mu\text{m}$ sowohl eine reduzierte bakterielle Anhaftung als auch günstige Bedingungen für das Wachstum von Fibroblasten [44, 61]. Abutments mit S_a -Werten $\leq 0,2\ \mu\text{m}$ besitzen somit Vorteile sowohl für die Weichgewebsintegration als auch für die bakterielle Kontrolle. In der vorliegenden Studie traf dies jedoch nur auf knapp die Hälfte der untersuchten handelsüblichen Abutments zu.

4.4.2 Vergleich zwischen den Materialien

S_a von Titan und Zirkonoxid

Prüfkörperoberflächen aus Titan reichten von sehr glatt bis minimal rau, was sich in einer breiten Verteilung der S_a-Werte zeigte. Sieben sehr glatten Prüfkörpergruppen (S_a < 0,2 µm) standen zehn Gruppen mit teils und drei Gruppen mit durchweg höheren Rauheitswerten (S_a > 0,2 µm) gegenüber. Damit wiesen einige Titanoberflächen S_a-Werte auf, denen in der Literatur keine eindeutigen Vorteile für die Weichgewebsintegration zugeschrieben werden. Die pink bzw. gelb eingefärbten Titanoberflächen der Gruppen Nr. 07, Nr. 24 und Nr. 28 lassen sich anhand der Literatur [64] auf Anodisierungsprozesse mit Spannungen von etwa 70 bis 80 V (pink) bzw. 55 V (gelb) zurückführen [64]. Anodisierte Titanoberflächen gelten aufgrund ihrer erhöhten Benetzbarkeit und Hydrophilie als zellfreundlich und zeigten R_a-Werte < 0,2 µm, waren jedoch rauer als gedrehte Titanoberflächen [64]. In der vorliegenden Studie lagen die S_a-Werte der anodisierten Prüfkörper jedoch um oder über 0,2 µm. Mühl et al. [64] verweisen auf Mussano et al. [84], die für anodisierte Titanoberflächen eine erhöhte Adhäsion und Proliferation von Epithelzellen und Fibroblasten beschrieben, obwohl diese Oberflächen hydrophob waren. Anodisierte Abutments stellen somit einen vielversprechenden Ansatz zur Optimierung der Weichgewebsintegration dar [64, 84], erfordern jedoch weitere systematische Untersuchungen, um Widersprüche zwischen Rauheit und Benetzbarkeit aufzulösen.

Die beim Anodisieren entstehenden Oxidschichten weisen Dicken von etwa 38 bis 167 nm auf [85] und sind damit anfällig für mechanische Einflüsse. Klinisch ist bekannt, dass anodisierte Abutments ihre Oxidschicht mit der Zeit optisch verlieren. Prozesse wie Polituren im Dentallabor oder Airpolishing in der Prophylaxe könnten beispielsweise die Oxidschicht verändern oder sukzessive abtragen. So zeigten Biazussi et al. [33], dass Airpolishing mit Natriumbikarbonat signifikant rauere Oberflächen (S_a ≈ 0,2 µm) erzeugt als Luft-Wasser- oder Glycin-Verfahren (S_a ≈ 0,1 µm). Auch Fluoride und Abrasivstoffe in Zahnpasten

können bereits nach einmaliger Anwendung sichtbare Farb- und Glanzveränderungen an Abutments verursachen [80].

Abutmentoberflächen werden in der Literatur häufig als „rau“, „maschiniert“ oder „poliert“ beschrieben, ohne diese Qualitätsstufen eindeutig an standardisierte Herstellungsprozesse zu knüpfen. Dadurch sind Vergleiche zwischen Studien erschwert. Mehl et al. [56] reproduzierten die drei genannten Qualitätsstufen auf Titan- und Zirkonoxidoberflächen mithilfe klinisch relevanter Verfahren und typischer Rauheitswerte aus der Literatur. Raue Oberflächen wurden durch Schleifpapier der Körnung P600 und Sandstrahlen mit Aluminiumoxid erzeugt, maschinerte Oberflächen durch P1200-Schleifpapier, wodurch sie funktional, jedoch nicht prozesstechnisch korrekt nachgebildet wurden. Polierte Oberflächen entstanden mittels P2400- und P4000-Schleifpapier sowie Filz oder Polierpaste. Maschinerte Titanoberflächen wiesen einen R_a -Wert von $0,14\text{ }\mu\text{m}$ auf [56] und waren damit glatter als handelsübliche Titanabutments der vorliegenden Studie. Polierte Titanoberflächen zeigten mit einem R_a von $0,1\text{ }\mu\text{m}$ [56] eine vergleichbare Rauheit zu den manuell polierten Prüfkörpern. Maschinerte Zirkonoxidoberflächen waren mit einem R_a von $0,13\text{ }\mu\text{m}$ rauer als die untersuchten Zirkonoxid-Prüfkörper, während polierte Zirkonoxidoberflächen besonders glatt waren [56]. In der Zellkultur wuchsen Fibroblasten – neben Dentin als Referenz – auf maschinerten Oberflächen am besten, während rauere Oberflächen eine geringere Adhäsion zeigten [56]. Ein weiterer Vergleich unbehandelter Titan- und Zirkonoxidoberflächen ergab, dass Titan hinsichtlich Osseointegration und mechanischer Eigenschaften überlegen ist, während Zirkonoxid eine geringere bakterielle Adhäsion begünstigt. Die Weichgewebeheilung zeigte für beide Materialien vergleichbare Ergebnisse [86].

S_a von PEEK

PEEK-Oberflächen waren in der vorliegenden Studie glatter als die von Barkamo et al. [87] untersuchten maschinerten PEEK-Oberflächen ($S_a = 0,57\text{ }\mu\text{m}$), jedoch rauer als die von Wiessner et al. [88] beschriebenen polierten PEEK-Oberflächen ($S_a = 0,133\text{ }\mu\text{m}$). Polierte PEEK-Oberflächen zeigen im Vergleich zu polierten

Titan- und Zirkonoxidoberflächen eine signifikant erhöhte Plaqueadhäsion [88]. Demgegenüber berichteten Barkamo et al. [87], dass die bakterielle Adhäsion auf PEEK im Vergleich zu kommerziell reinem Titan und Titanlegierungen nicht erhöht sei. Hahnel et al. [89] konnten auf PEEK gegenüber Titan und Zirkonoxid eine vergleichbare oder sogar reduzierte Biofilmbildung nachweisen [89]. Gleichzeitig wurden auf PEEK-Oberflächen mit einem R_a von $0,827 \pm 0,012 \mu\text{m}$ Vorteile für die Proliferation von Fibroblasten beschrieben [57], obwohl minimal raue Oberflächen hinsichtlich der Weichgewebsintegration bisher kritisch diskutiert werden. Diese teils widersprüchlichen Ergebnisse deuten darauf hin, dass einerseits im klinischen Workflow insbesondere polierte PEEK-Oberflächen, wie sie durch nachträgliche Laborpolitur entstehen können, potenziell nachteilig im Hinblick auf die Biofilmbildung sind [88]. Zum anderen unterstreichen die heterogenen Befunde die Notwendigkeit weiterer systematischer Untersuchungen, die bei vergleichbarer Rauheit sowohl antibakterielle Eigenschaften als auch das Zellverhalten von PEEK-Oberflächen gezielt analysieren.

S_a der Edelmetalllegierung

Prüfkörper aus der Edelmetalllegierung waren im Mittel signifikant glatter als Titan oder PEEK, wurden in der Literatur bislang jedoch nicht systematisch hinsichtlich ihrer biologischen Effektivität untersucht. Herstellerspezifische Zusammensetzungen erschweren zudem die Vergleichbarkeit von Edelmetalloberflächen. Haggag et al. [90] schreiben goldhaltigen Legierungen eine gute Biokompatibilität zu, verweisen jedoch zugleich auf eine geringere mechanische Belastbarkeit und eine erhöhte Abriebneigung. Die von ihnen angegebenen Rauheitswerte von $R_a \approx 0,25 \mu\text{m}$ [90] liegen deutlich über den in der vorliegenden Studie gemessenen Werten. Mit S_a -Werten um $0,12 \mu\text{m}$ lassen die untersuchten Edelmetalloberflächen auf eine günstige Fibroblastenadhäsion und eine reduzierte bakterielle Plaqueanheftung schließen [9, 44, 61]. Berzins et al. [91] zeigten, dass bei palladiumhaltigen Edelmetalllegierungen durch Speichelkontakt eine Freisetzung von Palladiumionen erfolgt, die sich als äußere

Schicht an der Oberfläche anlagern und potenziell Hypersensibilitäten oder allergische Reaktionen auslösen können. In Kombination mit Gold oder Silber wird hingegen bevorzugt eine Oberflächenanreicherung dieser Elemente beobachtet, wodurch das allergische Potenzial signifikant reduziert wird. [91] Der hohe Goldanteil von 60 % der untersuchten Edelmetalllegierung spricht daher für eine insgesamt gute Biokompatibilität.

Skewness (S_{sk}) und Kurtosis (S_{ku})

Skewness (S_{sk}) und Kurtosis (S_{ku}) waren im Materialvergleich insbesondere bei der Edelmetalllegierung signifikant erhöht. Die Edelmetalloberflächen waren damit durch flache, runde Täler und ausgeprägt scharfe, spitze Erhebungen gekennzeichnet [10, 11]. Anhand der REM-Aufnahmen konnten insbesondere zahlreiche feine Mikrorillen als mögliche Ursache sowohl für den erhöhten Anteil an Erhebungen als auch für deren ausgeprägte Spitzigkeit identifiziert werden. Solch feine Mikrorillen sind mutmaßlich nicht ausschließlich auf mechanische Bearbeitungsschritte wie Fräsen zurückzuführen. Vielmehr könnte die Oberflächentextur auch auf elektrochemische Entstehungsmechanismen, etwa anodische Prozesse oder chemisch induzierte Mikrostrukturveränderungen, hindeuten. Die von Doll et al. [46] beschriebenen geätzten und mittels UV-Lithografie strukturierten Oberflächen stützen diese Annahme. Die dort erzeugten Mikrostrukturen wiesen ein klar definiertes Rillenprofil auf, bei dem die Stege (Erhebungen) die Oberfläche dominierten, während die dazwischenliegenden Rillen als flache, scharfkantig geätzte Täler ausgebildet waren. Das resultierende Höhenprofil ist nicht sinusförmig, sondern durch rechteckige Geometrien mit ausgeprägten Höhenkanten charakterisiert. [46] Röhler et al. [92] identifizierten in Abhängigkeit von der Größe des Hochpassfilters (λ_c) allgemein teils erhebliche Abweichungen der Skewness-Werte (S_{sk}). Daher sind Ergebnisse zur Skewness grundsätzlich nur vorbehaltlich interpretierbar und erfordern stets die exakte Angabe der verwendeten Filtergröße. [92]

Die Talvolumina V_{vv}

Die Talvolumina (V_{vv}) waren bei Zirkonoxid und Edelmetall im Vergleich zu Titan und PEEK signifikant reduziert. Bei Zirkonoxid lassen sich die geringen V_{vv} -Werte durch das Fehlen einer ausgeprägten Mikrotopografie erklären, da neben nanoskaligen Kratern keine Talstrukturen vorlagen. Die ebenfalls signifikant reduzierten Talvolumina der Edelmetalloberflächen sind hingegen auf die sehr schmalen Mikrorillen zurückzuführen. Die Talvolumina dieser schmalen Mikrorillen lassen sich näherungsweise mit den von Gulati et al. [54] beschriebenen Nanoporen mit Durchmessern von 60 nm vergleichen, die eine starke Fibroblastenadhäsion begünstigen. Bei einer tatsächlichen Porendichte von etwa 40 Nanoporen pro μm^2 und einer hypothetischen Tiefe von 200 nm ergäbe sich ein Porenvolumen von ca. $0,0226 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ [54], was in etwa den gemessenen V_{vv} -Werten der Edelmetalllegierung entspricht. Trotz des hypothetischen Charakters dieses Vergleichs – bedingt durch die begrenzte Auflösung der konfokalen Mikroskopie – wird die Annäherung durch vergleichbare S_a -Werte gestützt: Oberflächen mit 60 nm breiten Poren wiesen arithmetische Rauheitsmittelwerte von etwa $0,134 \mu\text{m}$ auf [54] und liegen damit nahe an den gemessenen S_a -Werten der Edelmetalloberflächen. Gulati et al. [54] zeigten zudem, dass trotz nanoskaliger Modifikationen die gerichteten Mikrorillen der Abutmentoberfläche erhalten bleiben und bewerteten Kombinationen aus Mikro- und Nanostrukturen als besonders vorteilhaft für das Weichgewebe – eine Schlussfolgerung, die auch in dieser Arbeit bereits gezogen wurde und durch die Literatur gestützt wird. Über den direkten Zusammenhang zwischen Zellverhalten und Talvolumina liegen bislang jedoch nur begrenzte Daten vor. In der vorliegenden Studie korrelierten die V_{vv} -Werte jedoch deutlich mit dem Vorhandensein von Mikrorillen. Die kombinierte Analyse mittels konfokaler Mikroskopie und REM bleibt daher essenziell, um gemessene Rauheitsparameter mit realen Oberflächenstrukturen in Beziehung zu setzen.

Im klinischen Workflow kommen Gingivaformer initial mit Blut und Gewebeflüssigkeit in Kontakt, wobei Proteine wie Fibronektin an der Oberfläche adsorbieren und die Fibroblastenadhäsion fördern [59]. Vor diesem Hintergrund gewinnt auch die Speicherkapazität der Talstrukturen für Blut, Speichel und

Gewebeflüssigkeit an Bedeutung. Systematische Benetzungsanalysen könnten insbesondere in Kombination mit V_{vv} -Werten wertvolle Erkenntnisse zur Hydrophilie und biologischen Funktionalität von Abutmentoberflächen liefern und verdienen die Aufmerksamkeit zukünftiger Studien.

Die Oberflächenvergrößerung S_{dr}

Die Werte der relativen Oberflächenvergrößerung (S_{dr}) waren mit etwa 10 % bei Titan am höchsten. Zwar zeigten sich signifikante materialabhängige Unterschiede, ein direkter Zusammenhang zwischen S_{dr} und dem Weichgewebsverhalten ist bislang jedoch nicht systematisch untersucht. Kournetas et al. [11] beschreiben für Osteoblasten S_{dr} -Werte zwischen 40 % und 60 % als günstig. Uno et al. [93] beobachteten zudem eine Korrelation zwischen S_a und S_{dr} sowie einen Anstieg der Osteoblastenretention mit zunehmenden Werten beider Parameter. Demgegenüber zeigen Kunzler et al. [58], dass mit steigendem S_a zwar die Proliferation von Osteoblasten zunimmt, diejenige von Fibroblasten jedoch abnimmt. Entsprechend wurden für Oberflächen mit Fibroblastenkontakt geringere S_a - und damit auch niedrigere S_{dr} -Werte gemessen. Während für Implantatoberflächen mit Knochenkontakt S_a -Werte zwischen 0,44 μm und 8,68 μm als osteogen günstig gelten [13], werden für transgingivale Bereiche überwiegend S_a -Werte $\leq 0,2 \mu\text{m}$ diskutiert. Da S_{dr} eng mit S_a korreliert [13], ist eine direkte Übertragung der für Knochenkontakt beschriebenen S_{dr} -Werte von 40 % bis 60 % auf Weichgewebsoberflächen nicht sinnvoll. Vor diesem Hintergrund erscheint für Abutments ein moderater S_{dr} -Bereich von etwa 1 % bis 10 % funktionell vorteilhaft: ausreichend für Zelladhäsion, ohne gleichzeitig eine vermehrte bakterielle Interaktion zu begünstigen. Die Definition eines spezifischen S_{dr} -Bereichs für Weichgewebsoberflächen scheint damit gerechtfertigt, sollte jedoch durch weitere experimentelle Studien abgesichert werden. Nur wenige der untersuchten handelsüblichen Abutments lagen außerhalb dieser Range.

Die Oberflächentextur S_{tr}

Insbesondere die S_{tr} -Werte von Zirkonoxid unterschieden sich signifikant von denen aller übrigen Materialien, was mutmaßlich auf die fehlenden Mikrorillen zurückgeführt werden kann. Aufgrund der guten Weichgewebsintegration auf Zirkonoxidoberflächen [74] scheint der S_{tr} -Wert aber kein alleiniges Kriterium für eine gute Weichgewebsheilung zu sein. Kritisch zu diskutieren sind zudem die fehlenden Datenpunkte, die ausschließlich beim S_{tr} -Parameter auftraten. Besonders PEEK-Oberflächen waren mit lediglich vier von 15 gültigen S_{tr} -Werten nur eingeschränkt interpretierbar. Der S_{tr} -Wert ergibt sich aus dem Verhältnis des schnellsten zum langsamsten Abfall der Autokorrelationsfunktion auf einen Schwellenwert von 0,2 [11]. Dieser Wert gilt als praktikabler Grenzwert, da unterhalb davon keine relevante Korrelation der Oberflächenstrukturen mehr besteht. Pawlus et al. [94] weisen jedoch darauf hin, dass in der Profilanalyse eigentlich ein Wert von 0,1 üblich ist, jedoch für die flächenhafte Analyse ein Wert von 0,2 praktikabler ist aufgrund der begrenzt großen Messfläche. Sehr anisotrope Oberflächen wie beispielsweise die PEEK-Oberflächen in der vorliegenden Studie können ungültige S_{tr} -Werte liefern, wenn die Autokorrelationsfunktion den Schwellenwert von 0,2 nicht erreicht [95]. Theoretisch ließe sich dies durch eine Erhöhung des Schwellenwerts oder eine Vergrößerung der Messfelder kompensieren. Letzteres ist jedoch durch die laterale Auflösung des Mikroskops limitiert. Alternative Ansätze wie multiskalige Methoden oder Fourieranalysen ermöglichen laut Bartkowiak et al. [96] eine differenziertere Darstellung der Oberflächenanisotropie als herkömmliche Parameter wie S_{tr} . Die Verwendung des etablierten Schwellenwerts von 0,2 erfolgte in dieser Studie primär zur Sicherstellung der Vergleichbarkeit mit Literaturdaten. Auch der Grenzwert zur Einteilung in isotrope und anisotrope Oberflächen variiert zwischen den Studien. Während Kournetas et al. [11] alle Oberflächen mit einem S_{tr} -Wert über 0,5 als isotrop und unter 0,5 als anisotrop einstufen, betrachten andere Studien [10, 95] nur Werte bis 0,3 als eindeutig anisotrop. Oberflächen mit S_{tr} -Werten über 0,5 gelten demnach allgemein als isotrop, während der Bereich zwischen 0,3 und 0,5 als Übergangszone gilt, in der keine klare Zuordnung erfolgt [10, 95].

4.4.3 Vergleich von Herstellern und Abutmenttypen

Da sich die S_a - und S_{dr} -Werte zwischen den Herstellern teilweise und die S_a -Werte innerhalb einzelner Hersteller deutlich unterschieden, sind beide Nullhypothesen abzulehnen. Obwohl über alle Prüfkörper aus Titan hinweg definitive Abutments signifikant glatter waren als Gingivaformer, waren innerhalb der Hersteller mal definitive Abutments und mal Gingivaformer signifikant glatter. Diese inkonsistente Rauheitsverteilung der am Markt verfügbaren Abutments lässt daher keinen eindeutigen Zusammenhang mit dem Abutmenttyp erkennen. Gingivaformer und definitive Abutments werden im klinischen Workflow zu unterschiedlichen Zeitpunkten eingesetzt und erfüllen verschiedene Funktionen. Der Gingivaformer steht in direktem Kontakt mit frischen Wundrändern der Schleimhaut und wird bis zum Einsetzen des definitiven Abutments in der Regel mehrfach ein- und ausgeschraubt [41]. Seine Oberfläche sollte daher die initiale Wundheilung unterstützen und zur Ausbildung sowie zum Erhalt einer dichten Schleimhautbarriere beitragen [47]. Dies setzt eine frühe und stabile Adhäsion von Weichgewebszellen bei gleichzeitiger Reduktion bakterieller Anlagerung voraus. Oberflächen mit S_a -Werten $\leq 0,2 \mu\text{m}$ wurden hierfür mithilfe der Literatur als besonders geeignet diskutiert. Dennoch wiesen mehrere der untersuchten Gingivaformer signifikant höhere Rauheitswerte auf.

Die Ausbildung einer mehrschichtig verhornten Epithelschicht um den Gingivaformer erstreckt sich über mehrere Wochen und ist mit der Entwicklung eines Faserapparates sowie der Bildung neuer Gefäße verbunden, die sich erst gegen Ende der Heilungsphase zurückbilden [50]. Ríos-Santos et al. [41] schlagen daher vor, den Gingivaformer nicht auszutauschen, sondern ein Abutment über alle klinischen Schritte hinweg – von der initialen Wundheilung bis zur definitiven Versorgung – zu belassen. Dieses Vorgehen könnte verhindern, dass neugebildete Fasern durch wiederholtes Aus- und Einschrauben reißen, das Attachment gestört wird und ein Leck in der Weichgewebsmanschette die bakterielle Penetration begünstigt. [41] Andernfalls kann es im ungünstigsten Fall zu einem Kollaps der neugebildeten Schleimhaut, zu Knochenabbau und einer Wanderung der Weichgewebs-Knochen-Grenze nach apikal kommen [41].

Da die Ausbildung stabiler Zellkontakte an Abutmentoberflächen insgesamt nur schwach ausgeprägt ist [50], erscheint fraglich, ob sich selbst nach einmaligem Abutmentwechsel – etwa vom Gingivaformer zum definitiven Abutment – erneut stabile Zellverbindungen etablieren können. Zudem steigt das Risiko bakterieller Penetration nach einem Abutmentwechsel nachweislich an [41]. Daher muss auch die Eignung der bei handelsüblichen definitiven Abutments gemessenen teils minimal rauen Oberflächen kritisch hinterfragt werden, weil Oberflächen mit S_a -Werten $> 0,5 \mu\text{m}$ keine Vorteile in der Bakterienabwehr zeigen [62]. Jedoch sind im Kontext der Wundheilung und bakteriellen Penetration stets auch die individuellen Risikofaktoren des Patienten wie systemische Erkrankungen oder Rauchen zu berücksichtigen, da diese die Wundheilung und Langzeitstabilität von Implantaten negativ beeinflussen [20].

Im Materialvergleich waren Gingivaformer aus Zirkonoxid wiederum allgemein sehr glatt. Obwohl sich ihre S_a -Werte untereinander signifikant unterschieden, lagen sie durchweg unter dem kritischen Schwellenwert von $0,2 \mu\text{m}$ [63]. Zirkonoxid-Gingivaformer scheinen damit optimal für ihre klinische Funktion geeignet, während dies nur auf einen Teil der Gingivaformer aus Titan zutrifft. Definitive Abutments aus Titan wiesen eine vergleichbare Rauheit wie solche aus PEEK auf, während definitive Abutments aus Edelmetall signifikant glatter waren. Insgesamt war der Vergleich der definitiven Abutments stärker material- als typabhängig. Die Nullhypothese, wonach sich Prüfkörpergruppen unterschiedlicher Materialien nicht signifikant zwischen den Abutmenttypen unterscheiden, ist abzulehnen.

4.4.4 Vergleich der Messzonen

Auch innerhalb der Prüfkörpergruppen zeigten sich überwiegend signifikante Unterschiede zwischen den drei untersuchten Zonen, sodass die entsprechende Nullhypothese abzulehnen ist. Von den insgesamt 15 signifikanten Prüfkörpergruppen entfielen sieben auf Gingivaformer und acht auf definitive Abutments, wobei alle vier untersuchten Materialien vertreten waren. Die in den REM-Aufnahmen deutlich erkennbaren strukturellen Unterschiede sowohl

zwischen den Prüfkörpern einer Gruppe als auch innerhalb einzelner Prüfkörper korrelierten mit den Ergebnissen der Rauheitsanalyse. Insgesamt wurde eine fehlende Standardisierung der in der Literatur beschriebenen vielfältigen Fertigungsprozesse [44-46] innerhalb einzelner Abutments sowie über handelsübliche Abutmentchargen hinweg deutlich. Signifikant rauere Oberflächen waren vermehrt an Position 1 der transgingivalen Zone nachweisbar. Diese endostrukturnahe Oberfläche liegt teilweise im Bereich des Innengewindes, sodass anzunehmen ist, dass hier kein primärer Fokus auf eine weichgewebsoptimierte Oberflächengestaltung gelegt wurde. Zudem verjüngen sich die Abutments an Position 1 häufig, wodurch der Zugang industrieller Schleif- und Polierwerkzeuge im Fertigungsprozess möglicherweise erschwert war und erhöhte Rauheitswerte begünstigt wurden. Da Oberflächen an Position 1 je nach System zumindest teilweise mit Weichgewebe in Kontakt kommen und aufgrund ihrer Nähe zur Endostruktur im sensiblen Übergangsbereich zwischen Weichgewebe und Knochen liegen, sind die dort gemessenen erhöhten Rauheitswerte kritisch zu bewerten. Der Einfluss inhomogener Oberflächenareale, wie sie sowohl innerhalb eines Abutments als auch zwischen Abutments einer Charge beobachtet wurden, auf Adhäsion und Orientierung von Weichgewebszellen ist bislang nicht systematisch untersucht. Da minimal raue Oberflächen mit einer erhöhten Plaqueanlagerung assoziiert sind [62] und sich nachteilig auf die Adhäsion und Proliferation von Weichgewebszellen auswirken können [53], sind durch rauere und inhomogene Areale lokal biologische Nachteile zu erwarten.

4.4.5 Prüfkörper nach Sondieren

Die geringe Anzahl signifikanter S_a -Werte manipulierter Prüfkörpergruppen korrelierte nicht mit dem im REM beobachteten Ausmaß der Oberflächenbeschädigungen. Dies lässt sich durch die Berechnungsgrundlage des S_a -Wertes erklären, der als Rauheitsmittelwert über die gesamte Oberfläche lokale Spitzen und Vertiefungen – etwa vereinzelte Kratzspuren – weitgehend nivelliert [11]. Die signifikant raueren Oberflächen der Gruppe Nr. 01 sind

mutmaßlich auf eine überproportional hohe Dichte an Kratzspuren innerhalb der Messfläche zurückzuführen. Aussagekräftiger erwies sich der S_{tr} -Wert mit insgesamt vier signifikanten sondierten Prüfkörpergruppen. Diese zeigten durchweg eine im Vergleich zu den rohen Oberflächen weniger gerichtete Textur. Prüfkörper Nr. 21/01 wies nach dem Sondieren mit S_{tr} -Werten $> 0,5$ sogar eine isotrope Oberfläche auf, nachdem diese zuvor anisotrop gewesen war. Damit konnte gezeigt werden, dass das Sondieren die Oberflächentextur nachweislich verändert, was sich auch in den REM-Aufnahmen durch ungerichtete Kratzspuren auf ehemals streng gerichteten Mikrostrukturen widerspiegelte. Durch das Auflösen streng geordneter Mikrostrukturen kann das Zellwachstum negativ beeinflusst sein [46].

4.4.6 Prüfkörper nach Politur

Die S_a -Werte waren nach Politur bei nahezu allen Prüfkörpern signifikant reduziert und lagen im Bereich roher Zirkonoxidoberflächen. Dieser Befund wird durch die REM-Aufnahmen gestützt. Kein polierter Prüfkörper wies einen S_a -Wert $> 0,2 \mu m$ auf, zahlreiche Werte lagen unter $0,1 \mu m$. Die Politur erzeugt somit besonders glatte Oberflächen, wie auch Yanagisawa et al. [9] für elektrochemisch polierte Titanoberflächen zeigen konnten. Bei vier polierten Prüfkörpern deuteten signifikant erhöhte S_{sk} -Werte auf eine asymmetrischere Oberflächenverteilung mit vermehrten Erhebungen hin. Diese könnten durch variierende Polierführung und wechselnden Anpressdruck entstanden sein. Eine inkonsistente Politur erklärt auch die im REM beobachteten abwechselnd homogenen und inhomogenen Areale innerhalb polierter Flächen. Die S_{dr} -Werte waren bei sieben von acht polierten Prüfkörpern signifikant reduziert und näherten sich 0 %, was auf eine weitgehende Auflösung von Oberflächenstrukturen hinweist. Rabel et al. [97] zeigten, dass geringe S_{dr} -Werte und anisotrope Oberflächen zumindest für die Proliferation von Osteoblasten günstig sein können. Die Textur der Prüfkörperoberflächen – gemessen am S_{tr} -Wert – wurde nach Politur mehrheitlich signifikant isotroper, was mit der Auflösung geordneter Mikrostrukturen einherging. Vergleichbare Effekte

beschrieben auch Yanagisawa et al. [9]. Da gerichtete Mikrostrukturen wie Mikrorillen die Ausrichtung und Proliferation von Fibroblasten fördern [45, 53], ist deren Wegpolieren kritisch zu bewerten. Entsprechend waren auch die Talvolumina (V_{w}) bei sechs der acht polierten Prüfkörper signifikant reduziert. Neben der Abtragung von Oberflächenspitzen scheint Polieren auch Vertiefungen zu nivellieren, was im REM durch abgeschwächte Mikrorillen und detektierbare Abriebpartikel, insbesondere bei der Edelmetalllegierung, bestätigt wurde. In der Literatur werden sehr glatte Oberflächen mit reduzierter Plaqueadhäsion und günstiger Weichgewebsreaktion assoziiert [9], allerdings müssen für diese sehr glatten Oberflächen Mikro- oder Nanostrukturen nicht zwingend eliminiert werden. So waren in der vorliegenden Studie auf den im rohen Zustand bereits sehr glatten Edelmetalloberflächen feine, geordnete Mikrorillen detektierbar, die erst nach manueller Politur verloren gingen. Es traten stattdessen ungeordnete Rillenstrukturen und Nanokrater auf, während die S_{a} -Werte nicht weiter signifikant reduziert werden konnten. Die als weichgewebsfreundlich geltenden Zirkonoxidoberflächen [74, 86] zeigten ebenfalls im rohen Zustand eine hohe Glätte, jedoch nur Nanokrater statt geordneter Mikrorillen. Gezielt aufgebrachte Nanoporen oder -säulen dürften allgemein durch eine Politur verändert oder eliminiert werden, da nanoskalige Strukturen in dieser Studie nachweislich durch Polierprozesse beeinflusst wurden. Industriell polierte oder manuell nachpolierte Abutments in der vorliegenden Studie und vielfach experimentell modifizierte Oberflächen zeigten zusammenfassend deutlich unterschiedliche Rauheiten und Texturen. Manuell polierte Oberflächen, wie sie im klinischen Workflow entstehen, reduzierten zwar in der Studie von McGaffey et al. [98] die Plaqueadhäsion, wiesen jedoch nach Politur ebenfalls keine gerichteten Mikrostrukturen mehr auf. Eine alleinige Bewertung anhand der Glätte scheint zudem unzureichend. Mutmaßlich ist das Zusammenspiel aus Mikro- und Nanostrukturen, deren Anordnung, die Homogenität und Rauheit der Oberflächen sowie materialabhängige Eigenschaften entscheidend. Auf Basis der Ergebnisse ist die Nullhypothese abzulehnen, wonach durch Politur keine Veränderungen der Oberflächentopografie roher Prüfkörper auftreten.

4.5 Klinische Relevanz

Die Unterschiede der gemessenen Oberflächenrauheit von Abutments zwischen Herstellern, Materialien und Abutmenttypen, innerhalb einzelner Hersteller, an verschiedenen Positionen der transgingivalen Zone sowie nach Sondieren oder Politur wurden deutlich. Während Gingivaformer primär die initiale Wundheilung begleiten und die Schleimhautmanschette ausformen [47], sind definitive Abutments neben der Stabilisierung des Weichgewebes zusätzlich den Einflüssen des zahntechnischen Workflows ausgesetzt. Eine Sonderstellung nehmen individuelle provisorische Verbundabutments ein, bei denen die transgingivale Oberfläche durch polymerbasierte Aufbauten hergestellt wird [99, 100]. Diese fungieren gleichzeitig als Gingivaformer und Träger eines Sofort- oder Langzeitprovisoriums, ermöglichen eine kontrollierte Formung der Weichgewebsmanschette und zeigen gute ästhetische Ergebnisse bei reduziertem Risiko bakterieller Besiedelung [99, 100]. Ihre klinische Relevanz dürfte künftig weiter zunehmen.

Im klinischen Alltag werden definitive Abutments in der Regel im Dental- oder Praxislabor weiterverarbeitet. Es ist daher fraglich, ob die ursprünglich vom Hersteller erzeugte Oberfläche jener entspricht, die letztlich intraoral eingesetzt wird. Die Einflüsse auf die transgingivale Zone hängen mitunter vom Abutmentsubtyp, der Art der Suprakonstruktion sowie vom konventionellen oder digitalen Fertigungsprozess ab. Insbesondere bei individualisierbaren Abutments und CAD/CAM-gefertigten Lösungen wird die transgingivale Zone individuell gestaltet. Obwohl solche Oberflächen in der vorliegenden Studie nicht untersucht wurden, verdienen sie künftig besondere Aufmerksamkeit in systematischen Rauheits-, Benetzungs- und Zellkulturstudien. Mit zunehmender Individualisierung verlagert sich die Verantwortung für die Oberflächenqualität von den Herstellern hin zu Dentallaboren und Praxen.

Zwar können durch das Fräsen von Abutmentrohlingen Oberflächen erzeugt werden, die industriellen Standards ähneln, jedoch müssen die Fräsparameter für individuelle Abutmentgeometrien (z. B. Emergenzprofil, Höhe) angepasst werden [25]. Dies ist mit erhöhtem Zeitaufwand verbunden [24] und erschwert

den konsequenten Einsatz optimierter Fräsparameter im klinischen Alltag. Bei der konventionellen Herstellung implantatgetragenen Zahnersatzes kommen definitive Abutments mit verschiedenen Materialien wie Modellgips, Isoliermitteln, Wachsen oder gingivaimitierenden Silikonen in Kontakt [24], was das Risiko von Oberflächenkontaminationen erhöht. Solche Rückstände wirken sich nachweislich nachteilig auf Zelladhäsion und Proliferation aus [76]. Zusätzlich wird der Abutmentstumpf vor dem Verbund der Suprakonstruktion routinemäßig mit 50 µm großen Aluminiumoxidpartikeln abgestrahlt, um die Retention zu verbessern [29]. Korundgestrahlte Oberflächen zeigen dabei R_a -Werte im minimal rauen bis rauen Bereich [56] und sind glatten Oberflächen hinsichtlich initialer Weichgewebsadhäsion und Proliferation unterlegen [53].

Obwohl die transgingivale Zone nicht gezielt abgestrahlt wird, kann sie durch fehlgeleitetes Strahlgut aufgeraut werden, da sie unmittelbar an die Suprakonstruktion angrenzt [19]. Eine nachfolgende Politur kann solche Beschädigungen teilweise ausgleichen und wird zudem zur Minimierung von Randspalten empfohlen [31]. Unebenheiten wie Randspalten fördern die Plaqueakkumulation, erschweren die Mundhygiene und beeinträchtigen das Weichgewebe [30]. Dies zeigt sich exemplarisch in den REM-Aufnahmen der Prüfkörper Nr. 27/1 und Nr. 27/2, die einen Randspalt zwischen einem Titan-Abutmentgewinde und einem PEEK-Stumpf dokumentieren (siehe Anhang Abbildung A 13). Randspalten können somit nicht nur zwischen Abutment und Suprastruktur, sondern auch zwischen unterschiedlichen Materialien innerhalb eines Abutments auftreten. Da die transgingivale Zone handelsüblicher Abutments meist nur wenige Millimeter hoch ist, lässt sie sich mit handelsüblichen Polierern technisch kaum aussparen. Der signifikante Einfluss der Politur von Abutments wurde bereits diskutiert, zeigt aber deutlich, dass der zahntechnische Workflow einen entscheidenden Einfluss auf die Qualität der Abutmentoberfläche hat.

Insgesamt scheint bei definitiven Abutments der zahntechnische Workflow einen größeren Einfluss auf die Qualität der transgingivalen Oberfläche zu haben als der ursprüngliche Herstellungsprozess. Bei Gingivaformern hingegen kommt, mit Ausnahme von individuellen provisorischen Lösungen, der vom Hersteller

erzeugten Oberfläche eine zentrale Bedeutung zu. Abutmentoberflächen sind insgesamt sensibel gegenüber äußeren Einflüssen, und die Herausforderung besteht weiterhin darin, antibakterielle Eigenschaften mit einer optimalen Weichgewebsadhäsion zu vereinen. Auch Jin et al. [101] betonen den anhaltenden Forschungsbedarf zur Weiterentwicklung von Abutmentoberflächen. Trotz zahlreicher experimenteller Ansätze fehlt bislang eine standardisierte klinische Umsetzung. Die Autoren identifizieren vier zentrale Entwicklungsrichtungen zukünftiger Forschung: (i) die Nachbildung natürlicher Zahnhartgewebe zur Verbesserung von Epithelanhaftung und Kollagenverankerung, (ii) hybride Oberflächen zur gleichzeitigen Regeneration von Hart- und Weichgewebe, (iii) multifunktionale Oberflächen mit antibakteriellen und immunmodulierenden Eigenschaften sowie (iiii) intelligente Oberflächen, die pathologische Veränderungen detektieren und therapeutisch darauf reagieren können. [101] Handelsübliche Abutments sind derzeit nicht grundsätzlich als nachteilig für die Weichgewebsbildung zu bewerten. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen jedoch ein erhebliches Potenzial zur Optimierung der transgingivalen Oberflächen – orientiert an vielversprechenden Erkenntnissen aus Zellkultur-, Tier- und klinischen Studien.

4.6 Schlussfolgerung und Ausblick

Die vorliegende Studie liefert einen Beitrag zur systematischen Topografieanalyse dentaler Abutments auf dem Markt. Mittels konfokaler Rauheitsanalyse und rasterelektronenmikroskopischer Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die transgingivalen Zonen topografisch heterogen sind und sich signifikant in Rauheit, Strukturverteilung und Oberflächenmorphologie unterscheiden – nicht nur zwischen verschiedenen Materialien und Herstellern, sondern auch innerhalb einzelner Chargen desselben Herstellers. Diese Befunde widerlegen die Annahme, dass handelsübliche Abutments aufgrund ihrer optischen Glätte auch mikroskopisch einheitlich beschaffen sind. Besondere Relevanz besitzt weiterhin der Rauheitsschwellenwert S_a von $0,2\ \mu\text{m}$, der als kritischer Grenzwert für die Weichgewebsadhäsion und bakterielle Adhärenz gilt.

Viele untersuchte Abutments lagen deutlich über diesem Grenzwert. Glattere Oberflächen, etwa nach gezielter Politur im zahntechnischen Workflow, zeigten hingegen teils deutlich niedrigere Rauheitswerte, die mit einer potenziell verbesserten Weichgewebsintegration in Verbindung stehen. Umgekehrt führten zahnärztliche Manipulationen – insbesondere durch Stahlsonden – zu einem signifikanten Anstieg der Rauheitsparameter und sichtbaren Oberflächenschäden, die die Integrität und Funktionalität der transgingivalen Zone beeinträchtigen könnten. Aus diesen Erkenntnissen lassen sich mehrere praxisnahe Empfehlungen ableiten:

- **Sterilität und Handling:** Der Erstkontakt zwischen Schleimhaut und transgingivaler Oberfläche sollte unter sterilen Bedingungen erfolgen. Mehrfaches Entfernen und Wiedereinsetzen von Abutments – etwa zur Abformung, Anprobe oder Versorgung mit Provisorien – sollte überdacht werden. Das Konzept eines einzigen Abutments für alle klinischen Arbeitsschritte bietet hier einen vielversprechenden Ansatz, um mikrobiologische Kontamination zu vermeiden und die Weichgewebeheilung zu fördern.
- **Zahntechnische Bearbeitung:** Eine gezielte Politur der transgingivalen Zone, etwa zur Entfernung von groben Oberflächenschäden durch die Fertigung oder zur Verbesserung der Randpassung, kann die Rauheit signifikant verringern und damit positive Effekte auf Zelladhäsion und Plaquesresistenz erzielen. Kritisch zu betrachten ist jedoch der mögliche Verlust biologisch wertvoller Mikro- und Nanostrukturen. Daher sollte die Politur nur zielgerichtet, oberflächenschonend und auf klinisch relevante Bereiche beschränkt erfolgen. Eine flächige Politur ohne klare Indikation ist nicht empfehlenswert.
- **Routinekontrollen:** In der zahnärztlichen Nachsorge ist ein schonender Umgang mit der transgingivalen Oberfläche essenziell. Mechanische Manipulationen, etwa durch Sonden oder Küretten, sollten reduziert und bevorzugt mit nichtmetallischen Instrumenten durchgeführt werden.

Besonders das Entfernen von Zementresten muss mit Bedacht erfolgen, um Oberflächenschäden zu vermeiden.

- **Parameterauswahl und Messstandardisierung:** Neben dem S_a -Wert liefern auch Parameter wie S_{dr} , S_{tr} , S_{sk} , S_{ku} oder V_{vv} wertvolle Informationen zur Topografie. Eine Standardisierung der verwendeten Parameter und Filtergrößen ist notwendig, um Vergleichbarkeit zwischen Studien und klinischen Anwendungen zu ermöglichen.

Zukünftige Forschung sollte die klinische Relevanz unterschiedlicher Oberflächenmorphologien weiter untersuchen – insbesondere im Hinblick auf Weichgewebsstabilität, Bakterienadhäsion und Zellintegration. Die gezielte Nutzung nanostrukturierter Modifikationen bei gleichzeitiger Erzeugung glatter und geordneter Mikrostrukturen verdient erhöhte Aufmerksamkeit, da diese Ansätze das Potenzial besitzen, zellfreundliche und antibakterielle Eigenschaften synergetisch zu kombinieren. Darüber hinaus ist zu empfehlen, dass die Hersteller dentaler Abutments die transgingivale Oberflächen zukünftig einheitlicher, reproduzierbarer und mit Blick auf biologische Integration optimiert gestalten. Ein offenerer Umgang mit Produktionsparametern und ein klar definierter Qualitätsstandard für die Oberflächenbeschaffenheit der transgingivalen Zone wären hierbei wünschenswert.

Insgesamt verdeutlicht die Arbeit, dass die transgingivale Oberfläche ein zentraler, bislang oft unterschätzter Faktor für den langfristigen Erfolg implantatgetragener Versorgungen ist. Ihr Schutz, ihre gezielte Modifikation und ihre strukturierte Bewertung sollten künftig als fester Bestandteil zahnärztlicher und zahntechnischer Abläufe etabliert werden.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung und Fragestellung

Die transgingivale Oberfläche dentaler Abutments stellt eine zentrale Schnittstelle zwischen Implantat und periimplantärem Weichgewebe dar und ist wesentlich an der Ausbildung einer biologischen Barriere gegen bakterielle Infiltration beteiligt. Im Gegensatz zu enossalen Implantatoberflächen ist die transgingivale Zone bislang nur unzureichend systematisch untersucht. Ziel dieser Studie war es, die Oberflächentopografie handelsüblicher Abutments zu charakterisieren und den Einfluss des klinischen Workflows wie Sondieren oder Polieren auf die biologische Effektivität der Oberflächen zu diskutieren.

Material und Methoden

Untersucht wurden 125 handelsübliche Abutments verteilt auf 25 Gruppen verschiedener Hersteller (Straumann, Medentika, Neodent, Camlog, Dentsply Sirona), Materialien (Titan, Zirkonoxid, PEEK, Edelmetall) und Abutmenttypen (temporär, definitiv). Die Analyse erfolgte im unbehandelten Zustand, nach Politur sowie nach simuliertem klinischem Sondieren. Die Oberflächenmorphologie wurde mittels Rasterelektronenmikroskopie (REM) untersucht. Quantitative Rauheitsparameter (S_a , S_{dr} , S_{sk} , S_{ku} , S_{tr} , V_{vv}) wurden mit konfokaler Mikroskopie nach ISO 25178-2 erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte mittels Wilcoxon-Tests und ANOVA (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse

Die transgingivalen Abutmentoberflächen zeigten trotz optischer Glätte eine ausgeprägte topografische Heterogenität. Die S_a -Werte lagen vielfach über dem in der Literatur beschriebenen kritischen Schwellenwert von $0,2\ \mu\text{m}$. Rasterelektronenmikroskopisch konnten differenzierte Mikro- und Nanostrukturen nachgewiesen werden. Zwischen Materialien, Herstellern und Abutmenttypen bestanden signifikante Unterschiede in allen untersuchten Parametern. Polieren reduzierte die Rauheit signifikant, führte jedoch zu einer Auflösung geordneter Mikrostrukturen. Sondieren verursachte hingegen optisch und mikroskopisch sichtbare Kratzspuren und eine signifikante Erhöhung der S_a - und S_{tr} -Werte.

Diskussion

Die Ergebnisse aus den REM-Aufnahmen und der Rauheitsanalyse verdeutlichen, dass die transgingivale Oberflächenbeschaffenheit handelsüblicher Abutments keinem standardisierten Herstellungsverfahren unterliegt, sondern erheblich variiert. Neben material- und herstellerabhängigen Unterschieden beeinflussen insbesondere zahntechnische Bearbeitungsschritte und der klinische Umgang die Oberflächentopografie. Während eine Politur die Rauheit reduzieren und potenziell die bakterielle Adhärenz senken kann, besteht gleichzeitig das Risiko, biologisch relevante Mikro- und Nanostrukturen zu entfernen, die für die Zelladhäsion und -orientierung von Bedeutung sind. Mechanische Manipulationen im Rahmen der Nachsorge, insbesondere durch metallische Instrumente, führen zu lokalen Rauheitszunahmen und Oberflächenschäden, weswegen sie kritisch zu bewerten sind. Für individuell gefertigte Abutments gewinnt die Verantwortung der Bearbeitung im Dentallabor gegenüber der industriellen Oberflächenqualität zunehmend an Bedeutung.

Schlussfolgerung

Transgingivale Abutmentoberflächen zeigen eine erhebliche Variabilität auf dem Markt und sind gleichzeitig empfindlich gegenüber klinischen Manipulationen. Klinisch relevant sind laborseitig sparsame Polituren sowie ein vorsichtiger Umgang bei der klinischen Kontrolle. Wünschenswert wäre zudem, von Herstellerseite eine stärkere Standardisierung der transgingivalen Oberflächentopografie anzustreben und diese gezielt im Hinblick auf die bisherige Studienlage zur Weichgewebsintegration und bakteriellen Kontrolle zu optimieren. Besonders für die im Dentallabor individuell hergestellten Abutmentoberflächen scheinen aber standardisierte Bearbeitungsrichtlinien notwendig, um die Gesundheit des periimplantären Weichgewebes zu unterstützen.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] zmonline. "1,3 Millionen Zahnimplantate pro Jahr." Prof. Dr. med. dent. Frank Schwarz. <https://www.zm-online.de/news/detail/13-millionen-zahnimplantate-pro-jahr> (accessed 20. November, 2025).
- [2] S. R. Kandavalli, Q. Wang, M. Ebrahimi, C. Gode, F. Djavanroodi, S. Attarilar, and S. Liu, "A Brief Review on the Evolution of Metallic Dental Implants: History, Design, and Application," (in English), *Frontiers in Materials*, Review vol. 8, 2021-May-13 2021, doi: 10.3389/fmats.2021.646383.
- [3] A. S. Cohen, T. C. Shen, and M. A. Pogrel, "Transplanting teeth successfully: autografts and allografts that work," (in eng), *J Am Dent Assoc*, vol. 126, no. 4, pp. 481-5; quiz 500, Apr 1995, doi: 10.14219/jada.archive.1995.0211.
- [4] P. I. Brånemark, "Osseointegration and its experimental background," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 50, no. 3, pp. 399-410, Sep 1983, doi: 10.1016/s0022-3913(83)80101-2.
- [5] H. Staedt, M. Rossa, K. M. Lehmann, B. Al-Nawas, P. W. Kämmerer, and D. Heimes, "Potential risk factors for early and late dental implant failure: a retrospective clinical study on 9080 implants," (in eng), *Int J Implant Dent*, vol. 6, no. 1, p. 81, Nov 30 2020, doi: 10.1186/s40729-020-00276-w.
- [6] K. Donath, M. Laaß, and H.-J. Günzl, "The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue," *Virchows Archiv A*, vol. 420, no. 2, pp. 131-137, 1992/02/01 1992, doi: 10.1007/BF02358804.
- [7] A. B. Novaes, Jr., S. L. de Souza, R. R. de Barros, K. K. Pereira, G. Iezzi, and A. Piattelli, "Influence of implant surfaces on osseointegration," (in eng), *Braz Dent J*, vol. 21, no. 6, pp. 471-81, 2010, doi: 10.1590/s0103-64402010000600001.
- [8] B. Bellon, B. Pippenger, A. Stähli, M. Degen, and L. Parisi, "Cementum and enamel surface mimicry influences soft tissue cell behavior," (in eng), *J Periodontal Res*, vol. 60, no. 1, pp. 64-76, Jan 2025, doi: 10.1111/jre.13295.
- [9] N. Yanagisawa, T. Ikeda, M. Takatsu, K. Urata, K. Nishio, H. Tanaka, T. Kawato, and T. Iinuma, "Human Gingival Fibroblast Attachment to Smooth Titanium Disks with Different Surface Roughnesses," (in eng), *Biomimetics (Basel)*, vol. 7, no. 4, Oct 14 2022, doi: 10.3390/biomimetics7040164.
- [10] K. Rabel, L. Zimmermann, J. Nold, R. J. Kohal, B. C. Spies, E. Adolfsson, J. Luchtenborg, and B. Altmann, "Identification of a surface texture parameter panel characterizing surface micromorphologies of differently processed oral implant surfaces," (in eng), *Dent Mater*, Mar 30 2025, doi: 10.1016/j.dental.2025.03.013.

- [11] N. Kournetas, S. Spintzyk, E. Schweizer, T. Sawada, F. Said, P. Schmid, J. Geis-Gerstorfer, G. Eliades, and F. Rupp, "Comparative evaluation of topographical data of dental implant surfaces applying optical interferometry and scanning electron microscopy," (in eng), *Dent Mater*, vol. 33, no. 8, pp. e317-e327, Aug 2017, doi: 10.1016/j.dental.2017.04.020.
- [12] T. Albrektsson and A. Wennerberg, "On osseointegration in relation to implant surfaces," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 21 Suppl 1, pp. 4-7, Mar 2019, doi: 10.1111/cid.12742.
- [13] A. Jemat, M. J. Ghazali, M. Razali, and Y. Otsuka, "Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants," (in eng), *Biomed Res Int*, vol. 2015, p. 791725, 2015, doi: 10.1155/2015/791725.
- [14] E. Bressan, L. Sbricoli, R. Guazzo, I. Tocco, M. Roman, V. Vindigni, . . . B. Zavan, "Nanostructured surfaces of dental implants," (in eng), *Int J Mol Sci*, vol. 14, no. 1, pp. 1918-31, Jan 17 2013, doi: 10.3390/ijms14011918.
- [15] M. J. Dalby, N. Gadegaard, R. Tare, A. Andar, M. O. Riehle, P. Herzyk, C. D. Wilkinson, and R. O. Oreffo, "The control of human mesenchymal cell differentiation using nanoscale symmetry and disorder," (in eng), *Nat Mater*, vol. 6, no. 12, pp. 997-1003, Dec 2007, doi: 10.1038/nmat2013.
- [16] M. A. Wood, P. Bagnaninchi, and M. J. Dalby, "The beta integrins and cytoskeletal nanoimprinting," (in eng), *Exp Cell Res*, vol. 314, no. 4, pp. 927-35, Feb 15 2008, doi: 10.1016/j.yexcr.2007.10.003.
- [17] N. Areid, F. Abushahba, S. Riivari, and T. Närhi, "Effect of TiO(2) Abutment Coatings on Peri-Implant Soft Tissue Behavior: A Systematic Review of In Vivo Studies," (in eng), *Int J Dent*, vol. 2024, p. 9079673, 2024, doi: 10.1155/2024/9079673.
- [18] N. A. Valente and S. Andreana, "Peri-implant disease: what we know and what we need to know," (in eng), *J Periodontal Implant Sci*, vol. 46, no. 3, pp. 136-51, Jun 2016, doi: 10.5051/jpis.2016.46.3.136.
- [19] W. H. A. Hohmann, *Lehrbuch der Zahntechnik - Band II*, 5. Auflage ed. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 2004, pp. 342-347.
- [20] R. Gómez-de Diego, R. Mang-de la Rosa Mdel, M. J. Romero-Pérez, A. Cutando-Soriano, and A. López-Valverde-Centeno, "Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: update," (in eng), *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, vol. 19, no. 5, pp. e483-9, Sep 1 2014, doi: 10.4317/medoral.19565.
- [21] P. I. Brånemark, B. O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, and A. Ohman, "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period," (in eng), *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, vol. 16, pp. 1-132, 1977.
- [22] Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI), "S2k-Leitlinie „Implantationszeitpunkte“." AWMF – Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften.

- <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/083-040> (accessed 17. Dezember, 2025).
- [23] I. Gamborena, Y. Sasaki, and M. B. Blatz, "Predictable immediate implant placement and restoration in the esthetic zone," (in eng), *J Esthet Restor Dent*, vol. 33, no. 1, pp. 158-172, Jan 2021, doi: 10.1111/jerd.12716.
- [24] S. Mühlemann, R. D. Kraus, C. H. F. Hämmerle, and D. S. Thoma, "Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 29 Suppl 18, pp. 184-195, Oct 2018, doi: 10.1111/clr.13300.
- [25] D. A. Târtea, H. O. Manolea, M. Ionescu, O. Gîngu, M. O. Amărăscu, A. M. Popescu, V. Mercuț, and S. M. Popescu, "A Microscopy Evaluation of Emergence Profile Surfaces of Dental Custom CAD-CAM Implant Abutments and Dental Implant Stock Abutments," (in eng), *J Pers Med*, vol. 14, no. 7, Jun 28 2024, doi: 10.3390/jpm14070699.
- [26] C. A. A. Lemos, F. R. Verri, P. Y. Noritomi, V. E. de Souza Batista, R. S. Cruz, J. M. de Luna Gomes, J. P. J. de Oliveira Limírio, and E. P. Pellizzer, "Biomechanical Evaluation of Different Implant-Abutment Connections, Retention Systems, and Restorative Materials in the Implant-Supported Single Crowns Using 3D Finite Element Analysis," (in eng), *J Oral Implantol*, vol. 48, no. 3, pp. 194-201, Jun 1 2022, doi: 10.1563/aaid-joi-D-20-00328.
- [27] N. Sadaqah, A. Al-Wahadni, and E. Abu Alhaija, "Implant Abutment Types: A Literature Review – Part 1," 01/01 2010.
- [28] P. Amini, M. Hejazi, M. Taghva, and S. Safari, "Evaluation of the effect of surface roughness and modification of implant abutment axial wall on the retention of zirconium oxide copings before and after thermocycling," (in eng), *J Clin Exp Dent*, vol. 16, no. 4, pp. e399-e405, Apr 2024, doi: 10.4317/jced.61175.
- [29] J. Pitta, F. Burkhardt, M. Mekki, V. Fehmer, P. Mojon, and I. Sailer, "Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 126, no. 2, pp. 214-221, Aug 2021, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.013.
- [30] R. Singh, T. A. Patel, A. K. Barui, M. Verma, J. Kerketta, and P. Majumder, "Comparison of fracture strength in implant supported zirconia-titanium base abutments," (in eng), *Bioinformation*, vol. 20, no. 6, pp. 665-668, 2024, doi: 10.6026/973206300200665.
- [31] M. Kim and D. H. Lee, "Influence of Extraoral Polishing of the Crown-Abutment Interface on the Marginal Fit of Screw- and Cement-Retained Prostheses: A Clinical Pilot Study," (in eng), *Int J Prosthodont*, vol. 33, no. 6, pp. 629-633, Nov/Dec 2020, doi: 10.11607/ijp.6971.
- [32] J. Y. Shi, N. Jie, L. F. Zhuang, X. M. Zhang, L. F. Fan, and H. C. Lai, "Peri-implant conditions and marginal bone loss around cemented and screw-

- retained single implant crowns in posterior regions: A retrospective cohort study with up to 4 years follow-up," (in eng), *PLoS One*, vol. 13, no. 2, p. e0191717, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0191717.
- [33] B. R. Biazussi, V. Perrotti, C. D'Arcangelo, C. N. Elias, M. A. Bianchini, M. Tumedei, and D. K. de Vasconcellos, "Evaluation of the Effect of Air Polishing With Different Abrasive Powders on the Roughness of Implant Abutment Surface: An In Vitro Study," (in eng), *J Oral Implantol*, vol. 45, no. 3, pp. 202-206, Jun 2019, doi: 10.1563/aaaid-joi-D-18-00156.
- [34] Deutsche Gesellschaft für Parodontologie und DGZMK, „S3-Leitlinie Die Behandlung von Parodontitis Stadium I bis III - Die deutsche Implementierung der S3-Leitlinie „Treatment of Stage I–III Periodontitis“ der European Federation of Periodontology (EFP).“ AWMF – Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften. <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/083-043> (accessed 17. Dezember, 2025).
- [35] M. Soleimani, J. Żmudzki, W. Pakieła, A. Jaśkowska, and K. Krasny, "Dental Implant Abutment Screw Loss: Presentation of 10 Cases," (in eng), *J Funct Biomater*, vol. 15, no. 4, Apr 9 2024, doi: 10.3390/jfb15040096.
- [36] H. J. Kim, D. Karasan, K. Park, H. B. Kwon, J. S. Han, and J. H. Lee, "Abutment margin levels and residual cement occurrence in cement-retained implant restorations: An observational study," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 34, no. 1, pp. 33-41, Jan 2023, doi: 10.1111/clr.14015.
- [37] P. Pesce, L. Canullo, M. G. Grusovin, H. de Bruyn, J. Cosyn, and P. Pera, "Systematic review of some prosthetic risk factors for periimplantitis," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 114, no. 3, pp. 346-50, Sep 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.002.
- [38] J. R. Agar, S. M. Cameron, J. C. Hughbanks, and M. H. Parker, "Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 78, no. 1, pp. 43-7, Jul 1997, doi: 10.1016/s0022-3913(97)70086-6.
- [39] A. Dahiya, N. Z. Baba, M. T. Kattadiyil, C. J. Goodacre, and A. Mann, "Comparison of the effects of cement removal from zirconia and titanium abutments: An in vitro study," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 121, no. 3, pp. 504-509, Mar 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.07.006.
- [40] S. Karunakaran, G. J. Paprocki, R. Wicks, and S. Markose, "A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection," (in eng), *J Tenn Dent Assoc*, vol. 93, no. 2, pp. 18-23; quiz 23-4, Fall-Winter 2013.
- [41] J. V. Ríos-Santos, G. Tello-González, P. Lázaro-Calvo, F. J. Gil Mur, B. Ríos-Carrasco, A. Fernández-Palacín, and M. Herrero-Climent, "One Abutment One Time: A Multicenter, Prospective, Controlled, Randomized Study," (in eng), *Int J Environ Res Public Health*, vol. 17, no. 24, Dec 17 2020, doi: 10.3390/ijerph17249453.

- [42] C. Luo, Y. Liu, B. Peng, M. Chen, Z. Liu, Z. Li, . . . H. Sun, "PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties," (in eng), *Polymers (Basel)*, vol. 15, no. 2, Jan 11 2023, doi: 10.3390/polym15020386.
- [43] Y. S. Kim, S. Y. Shin, S. K. Moon, and S. M. Yang, "Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: a multiple regression analysis," (in eng), *Acta Odontol Scand*, vol. 73, no. 1, pp. 38-47, Jan 2015, doi: 10.3109/00016357.2014.949845.
- [44] S. M. Selamet, O. Kumbuloglu, A. Sahiner, and G. Ozdemir, "Assessment of surface roughness and microbiological retention on custom abutments produced by different techniques and materials," (in eng), *Eur J Oral Sci*, vol. 133, no. 1, p. e13038, Feb 2025, doi: 10.1111/eos.13038.
- [45] K. Mukaddam, M. Astasov-Frauenhoffer, E. Fasler-Kan, L. Marot, M. Kisiel, E. Meyer, . . . S. Kühl, "Effect of a Nanostructured Titanium Surface on Gingival Cell Adhesion, Viability and Properties against *P. gingivalis*," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 24, Dec 13 2021, doi: 10.3390/ma14247686.
- [46] P. W. Doll, A. Husari, R. Ahrens, B. Spindler, A. E. Guber, and T. Steinberg, "Enhancing the soft-tissue integration of dental implant abutments-in vitro study to reveal an optimized microgroove surface design to maximize spreading and alignment of human gingival fibroblasts," (in eng), *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 109, no. 11, pp. 1768-1776, Nov 2021, doi: 10.1002/jbm.b.34836.
- [47] T. Berglundh, J. Lindhe, I. Ericsson, C. P. Marinello, B. Liljenberg, and P. Thomsen, "The soft tissue barrier at implants and teeth," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 2, no. 2, pp. 81-90, Apr-Jun 1991, doi: 10.1034/j.1600-0501.1991.020206.x.
- [48] I. Gamborena, Y. Sasaki, and M. B. Blatz, "Transmucosal abutments in the esthetic zone: Surgical and prosthetic considerations," (in eng), *J Esthet Restor Dent*, vol. 35, no. 1, pp. 148-157, Jan 2023, doi: 10.1111/jerd.13006.
- [49] Z. Zheng, X. Ao, P. Xie, F. Jiang, and W. Chen, "The biological width around implant," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 65, no. 1, pp. 11-18, Feb 24 2021, doi: 10.2186/jpr.JPOR_2019_356.
- [50] R. Alexander and X. Liu, "Soft tissue integration around dental implants: A pressing priority," (in eng), *Biomaterials*, vol. 324, p. 123491, Jun 9 2025, doi: 10.1016/j.biomaterials.2025.123491.
- [51] V. Pivodova, J. Frankova, and J. Ulrichova, "Osteoblast and gingival fibroblast markers in dental implant studies," (in eng), *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, vol. 155, no. 2, pp. 109-16, Jun 2011, doi: 10.5507/bp.2011.021.
- [52] Z. Xu, Y. He, X. Zeng, X. Zeng, J. Huang, X. Lin, and J. Chen, "Enhanced Human Gingival Fibroblast Response and Reduced Porphyromonas

- gingivalis Adhesion with Titania Nanotubes," (in eng), *Biomed Res Int*, vol. 2020, p. 5651780, 2020, doi: 10.1155/2020/5651780.
- [53] M. A. Rausch, H. Shokoohi-Tabrizi, C. Wehner, B. E. Pippenger, R. S. Wagner, C. Ulm, A. Moritz, J. Chen, and O. Andrukhov, "Impact of Implant Surface Material and Microscale Roughness on the Initial Attachment and Proliferation of Primary Human Gingival Fibroblasts," (in eng), *Biology (Basel)*, vol. 10, no. 5, Apr 22 2021, doi: 10.3390/biology10050356.
- [54] K. Gulati, H. J. Moon, P. T. S. Kumar, P. Han, and S. Ivanovski, "Anodized anisotropic titanium surfaces for enhanced guidance of gingival fibroblasts," (in eng), *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, vol. 112, p. 110860, Jul 2020, doi: 10.1016/j.msec.2020.110860.
- [55] B. Ghinassi, A. Di Baldassarre, G. D'Addazio, T. Traini, M. Andrisani, G. Di Vincenzo, . . . B. Sinjari, "Gingival Response to Dental Implant: Comparison Study on the Effects of New Nanopored Laser-Treated vs. Traditional Healing Abutments," (in eng), *Int J Mol Sci*, vol. 21, no. 17, Aug 22 2020, doi: 10.3390/ijms21176056.
- [56] C. Mehl, M. Kern, A. M. Schütte, L. F. Kadem, and C. Selhuber-Unkel, "Adhesion of living cells to abutment materials, dentin, and adhesive luting cement with different surface qualities," (in eng), *Dent Mater*, vol. 32, no. 12, pp. 1524-1535, Dec 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.09.006.
- [57] L. L. Ramenzoni, T. Attin, and P. R. Schmidlin, "In Vitro Effect of Modified Polyetheretherketone (PEEK) Implant Abutments on Human Gingival Epithelial Keratinocytes Migration and Proliferation," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 12, no. 9, Apr 29 2019, doi: 10.3390/ma12091401.
- [58] T. P. Kunzler, T. Drobek, M. Schuler, and N. D. Spencer, "Systematic study of osteoblast and fibroblast response to roughness by means of surface-morphology gradients," (in eng), *Biomaterials*, vol. 28, no. 13, pp. 2175-82, Apr 2007, doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.01.019.
- [59] J. Barberi and S. Spriano, "Titanium and Protein Adsorption: An Overview of Mechanisms and Effects of Surface Features," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 7, Mar 24 2021, doi: 10.3390/ma14071590.
- [60] A. Wennerberg and T. Albrektsson, "Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces," (in eng), *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 15, no. 3, pp. 331-44, May-Jun 2000.
- [61] G. Brunello, P. Brun, C. Gardin, L. Ferroni, E. Bressan, R. Meneghello, B. Zavan, and S. Sivoletta, "Biocompatibility and antibacterial properties of zirconium nitride coating on titanium abutments: An in vitro study," (in eng), *PLoS One*, vol. 13, no. 6, p. e0199591, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0199591.
- [62] C. M. Bollen, P. Lambrechts, and M. Quirynen, "Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature," (in eng), *Dent Mater*, vol. 13, no. 4, pp. 258-69, Jul 1997, doi: 10.1016/s0109-5641(97)80038-3.

- [63] C. M. Bollen, W. Papaioanno, J. Van Eldere, E. Schepers, M. Quirynen, and D. van Steenberghe, "The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 7, no. 3, pp. 201-11, Sep 1996, doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x.
- [64] A. Mühl, P. Szabó, O. Krafcsik, Z. Aigner, J. Kopniczky, N. Ákos, G. Marada, and K. Turzó, "Comparison of surface aspects of turned and anodized titanium dental implant, or abutment material for an optimal soft tissue integration," (in eng), *Heliyon*, vol. 8, no. 8, p. e10263, Aug 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e10263.
- [65] A. Patil and D. Jebaseelan, "3-D Surface Morphological Characterization of CAD/CAM Milled Dental Zirconia: An In Vitro Study of the Effect of Post-Fabrication Processes," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 15, no. 13, Jul 4 2022, doi: 10.3390/ma15134685.
- [66] J. K. Cha, K. Paeng, U. W. Jung, S. H. Choi, M. Sanz, and I. Sanz-Martín, "The effect of five mechanical instrumentation protocols on implant surface topography and roughness: A scanning electron microscope and confocal laser scanning microscope analysis," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 30, no. 6, pp. 578-587, Jun 2019, doi: 10.1111/clr.13446.
- [67] G. O. Molina, S. L. Souza, M. F. Grisi, A. B. Novaes, Jr., and M. Taba, Jr., "The influence of gingival health status on periodontal probing measurements. A clinical study in humans," (in eng), *J Int Acad Periodontol*, vol. 6, no. 2, pp. 56-62, Apr 2004.
- [68] J. B. Park, S. M. Yang, and Y. Ko, "Evaluation of the Surface Characteristics of Various Implant Abutment Materials Using Confocal Microscopy and White Light Interferometry," (in eng), *Implant Dent*, vol. 24, no. 6, pp. 650-6, Dec 2015, doi: 10.1097/id.0000000000000319.
- [69] I. Abrahamsson, T. Berglundh, and J. Lindhe, "The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs," (in eng), *J Clin Periodontol*, vol. 24, no. 8, pp. 568-72, Aug 1997, doi: 10.1111/j.1600-051x.1997.tb00230.x.
- [70] M. A. Sánchez-Garcés, M. Jorba, J. Ciurana, M. Vinas, and M. T. Vinuesa, "Is the re-use of sterilized implant abutments safe enough? (Implant abutment safety)," (in eng), *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, vol. 24, no. 5, pp. e583-e587, Sep 1 2019, doi: 10.4317/medoral.22967.
- [71] B. Athenstädt, "Development of GC-MS methods for the identification and quantification of leachables from plastic packaging in dialysis solutions," Duisburg, Essen, 2013. [Online]. Available: <https://duepublico.uni-due.de/servlets/DocumentServlet?id=31436>, (accessed 05. Januar, 2026)
- [72] J. Hadzik, P. Kubasiewicz-Ross, T. Gębarowski, N. Waloszczyk, A. Maciej, A. Stolarczyk, . . . W. Simka, "An Experimental Anodized Titanium Surface for Transgingival Dental Implant Elements-Preliminary Report," (in eng), *J Funct Biomater*, vol. 14, no. 1, Jan 6 2023, doi: 10.3390/jfb14010034.

- [73] A. Roy and K. Chatterjee, "Bactericidal Anisotropic Nanostructures on Titanium Fabricated by Maskless Dry Etching," *ACS Applied Nano Materials*, vol. 5, no. 3, pp. 4447-4461, 2022/03/25 2022, doi: 10.1021/acsanm.2c00555.
- [74] S. Paul, O. Hanisch, and D. Nesic, "Human gingival fibroblast proliferation on materials used for dental implant abutments: a systematic review," (in eng), *Int J Prosthodont*, vol. 34, no. 6, pp. 811-828, November/December 2021, doi: 10.11607/ijp.7388.
- [75] D. J. Hall, R. Pourzal, H. J. Lundberg, M. T. Mathew, J. J. Jacobs, and R. M. Urban, "Mechanical, chemical and biological damage modes within head-neck tapers of CoCrMo and Ti6Al4V contemporary hip replacements," (in eng), *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 106, no. 5, pp. 1672-1685, Jul 2018, doi: 10.1002/jbm.b.33972.
- [76] M. G. Choi, H. S. Koh, D. Kluess, D. O'Connor, A. Mathur, G. A. Truskey, J. Rubin, D. X. Zhou, and K. L. Sung, "Effects of titanium particle size on osteoblast functions in vitro and in vivo," (in eng), *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 102, no. 12, pp. 4578-83, Mar 22 2005, doi: 10.1073/pnas.0500693102.
- [77] M. E. Jennes, M. Naumann, S. Peroz, F. Beuer, and F. Schmidt, "Antibacterial Effects of Modified Implant Abutment Surfaces for the Prevention of Peri-Implantitis-A Systematic Review," (in eng), *Antibiotics (Basel)*, vol. 10, no. 11, Nov 5 2021, doi: 10.3390/antibiotics10111350.
- [78] R. A. Ocampo and F. E. Echeverria, "Antibacterial and Biological Behavior of TiO₂ Nanotubes Produced by Anodizing Technique," (in eng), *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 49, no. 1, pp. 51-65, 2021, doi: 10.1615/CritRevBiomedEng.2021037758.
- [79] F. J. Gil, E. Fernández, J. M. Manero, J. A. Planell, J. Sabrià, M. Cortada, and L. Giner, "A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators," (in eng), *Biomed Mater Eng*, vol. 5, no. 3, pp. 161-7, 1995.
- [80] T. Shuto, Y. Mine, S. Makihiro, H. Nikawa, T. Wachi, and K. Kakimoto, "Alterations to Titanium Surface Depending on the Fluorides and Abrasives in Toothpaste," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 15, no. 1, Dec 22 2021, doi: 10.3390/ma15010051.
- [81] R. Pontoriero, M. P. Tonelli, G. Carnevale, A. Mombelli, S. R. Nyman, and N. P. Lang, "Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 5, no. 4, pp. 254-9, Dec 1994, doi: 10.1034/j.1600-0501.1994.050409.x.
- [82] M. Quirynen, M. Marechal, H. J. Busscher, A. H. Weerkamp, P. L. Darius, and D. van Steenberghe, "The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man," (in eng), *J Clin Periodontol*, vol. 17, no. 3, pp. 138-44, Mar 1990, doi: 10.1111/j.1600-051x.1990.tb01077.x.

- [83] M. M. Fürst, G. E. Salvi, N. P. Lang, and G. R. Persson, "Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 18, no. 4, pp. 501-8, Aug 2007, doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01381.x.
- [84] F. Mussano, T. Genova, M. Laurenti, E. Zicola, L. Munaron, P. Rivolo, P. Mandracci, and S. Carossa, "Early Response of Fibroblasts and Epithelial Cells to Pink-Shaded Anodized Dental Implant Abutments: An In Vitro Study," (in eng), *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 33, no. 3, pp. 571-579, May/Jun 2018, doi: 10.11607/jomi.6479.
- [85] A. Karambakhsh, A. Afshar, and P. Malekinejad, "Corrosion Resistance and Color Properties of Anodized Ti-6Al-4V," *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 21, no. 1, pp. 121-127, 2012/01/01 2012, doi: 10.1007/s11665-010-9791-1.
- [86] T. Hanawa, "Zirconia versus titanium in dentistry: A review," (in eng), *Dent Mater J*, vol. 39, no. 1, pp. 24-36, Jan 31 2020, doi: 10.4012/dmj.2019-172.
- [87] S. Barkarmo, D. Longhorn, K. Leer, C. B. Johansson, V. Stenport, S. Franco-Tabares, S. A. Kuehne, and R. Sammons, "Biofilm formation on polyetheretherketone and titanium surfaces," (in eng), *Clin Exp Dent Res*, vol. 5, no. 4, pp. 427-437, Aug 2019, doi: 10.1002/cre2.205.
- [88] A. Wiessner, T. Wassmann, J. M. Wiessner, A. Schubert, B. Wiechens, T. Hampe, and R. Bürgers, "In Vivo Biofilm Formation on Novel PEEK, Titanium, and Zirconia Implant Abutment Materials," (in eng), *Int J Mol Sci*, vol. 24, no. 2, Jan 16 2023, doi: 10.3390/ijms24021779.
- [89] S. Hahnel, A. Wieser, R. Lang, and M. Rosentritt, "Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 26, no. 11, pp. 1297-301, Nov 2015, doi: 10.1111/clr.12454.
- [90] K. Haggag, M. Abbas, and Z. El Sharkawy, "Surface Roughness of Monolithic Zirconia and Gold Alloy After Wear Simulation Against Human Enamel," *Egyptian Dental Journal*, vol. 64, no. Issue 1 - January (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics), pp. 681-691, 2018, doi: 10.21608/edj.2018.78079.
- [91] D. W. Berzins, I. Kawashima, R. Graves, and N. K. Sarkar, "Electrochemical characteristics of high-Pd alloys in relation to Pd-allergy," (in eng), *Dent Mater*, vol. 16, no. 4, pp. 266-73, Jul 2000, doi: 10.1016/s0109-5641(00)00016-6.
- [92] A. Roehler, K. Keppeler, A.-L. Lambart, J. Schultheiss, and F. Rupp, "Interdependence between surface topography and filter size in roughness analysis of dental implant materials," *Results in Surfaces and Interfaces*, vol. 21, p. 100686, 2025/10/01/ 2025, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rsufi.2025.100686>.
- [93] M. Uno, R. Ozawa, K. Hamajima, J. Saruta, H. Ishigami, and T. Ogawa, "Variation in osteoblast Retention ability of Titanium surfaces with different

- topographies," *Journal of Dentistry and Oral Biology*, vol. 5, pp. 1169-1169, 2020.
- [94] P. Pawlus, R. Reizer, and M. Wieczorowski, "Functional Importance of Surface Texture Parameters," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 18, Sep 15 2021, doi: 10.3390/ma14185326.
- [95] R. Leach, L. Brown, J. Jiang, R. Blunt, M. Conroy, and D. Mauger, *Guide to the measurement of smooth surface topography using coherence scanning interferometry*. 2008.
- [96] T. Bartkowiak, J. Berglund, and C. A. Brown, "Multiscale Characterizations of Surface Anisotropies," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 13, no. 13, Jul 7 2020, doi: 10.3390/ma13133028.
- [97] K. Rabel, R. J. Kohal, T. Steinberg, P. Tomakidi, B. Rolauffs, E. Adolfsson, P. Palmero, T. Fürderer, and B. Altmann, "Controlling osteoblast morphology and proliferation via surface micro-topographies of implant biomaterials," (in eng), *Sci Rep*, vol. 10, no. 1, p. 12810, Jul 30 2020, doi: 10.1038/s41598-020-69685-6.
- [98] M. McGaffey, A. Zur Linden, N. Bachynski, M. Oblak, F. James, and J. S. Weese, "Manual polishing of 3D printed metals produced by laser powder bed fusion reduces biofilm formation," (in eng), *PLoS One*, vol. 14, no. 2, p. e0212995, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0212995.
- [99] M. K. Son and H. S. Jang, "Gingival recontouring by provisional implant restoration for optimal emergence profile: report of two cases," (in eng), *J Periodontal Implant Sci*, vol. 41, no. 6, pp. 302-8, Dec 2011, doi: 10.5051/jpis.2011.41.6.302.
- [100] R. Studenikin and S. Niftaliev, "Fabrication and Use of a Customized Provisional Composite Abutment in Dental Practice," (in eng), *Int J Dent*, vol. 2021, p. 9929803, 2021, doi: 10.1155/2021/9929803.
- [101] S. Jin, Y. Yu, T. Zhang, D. Xie, Y. Zheng, C. Wang, Y. Liu, and D. Xia, "Surface modification strategies to reinforce the soft tissue seal at transmucosal region of dental implants," (in eng), *Bioact Mater*, vol. 42, pp. 404-432, Dec 2024, doi: 10.1016/j.bioactmat.2024.08.042.

7 ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL

Hiermit erkläre ich, Leon Bert, geb. am 24.05.1998, die vorliegende Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe angefertigt zu haben. Es wurden keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet.

Ich habe während der Anfertigung dieser Arbeit ChatGPT-5 (OpenAI, San Francisco, USA) verwendet, um überflüssige Wiederholungen und Füllwörter zu streichen und um in der Zusammenfassung die sprachliche Präzision und Klarheit unter Wahrung der wissenschaftlichen Aussagekraft der Studie zu gewährleisten. Die Konzeption der Studie erfolgte zusammen mit Prof. Dr. rer. nat. Frank Rupp und M.Sc. Ariadne Röhler Bockstedte. Die Fotodokumentation, Sondenmanipulation und Politur der Prüfkörper erfolgten eigenständig durch mich. Die Rauheitsmessungen am konfokalen Mikroskop und die statistische Auswertung der Messdaten erfolgten eigenständig durch mich unter Anleitung von Ariadne Röhler Bockstedte. Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen wurden durch Dr. Barbara Illing und B. Sc. Jakob Schultheiß angefertigt.

Tübingen, 12. Januar 2026

8 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich auf dem Weg zu dieser Dissertation begleitet und unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Frank Rupp für die Möglichkeit, diese Arbeit unter seiner Betreuung anzufertigen, sowie für sein Vertrauen und seine fachliche Unterstützung.

Ein besonderer Dank gilt Ariadne, die mich von Beginn an begleitet hat und mir während der gesamten Promotionszeit jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand. Von den ersten Messungen bis hin zur mündlichen Verteidigung konnte ich mich stets mit meinen Fragen an sie wenden. Für ihre fachliche Unterstützung, ihre Geduld und ihre stets offene Tür bin ich ihr sehr dankbar.

Barbara danke ich herzlich für die Leihgabe der Kamera, ihre Unterstützung bei den Messungen der Abutments unter dem Rasterelektronenmikroskop sowie für ihr stets offenes Ohr bei Fragen. Ebenso danke ich Jakob für seine Unterstützung bei den REM-Messungen der Abutments.

Mein herzlicher Dank gilt auch meinen engsten Freunden, die mich während der gesamten Promotionszeit begleitet und insbesondere in schwierigen Phasen unterstützt und motiviert haben.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, deren bedingungslose Unterstützung mir meinen gesamten Bildungsweg und diese Promotion überhaupt erst ermöglicht hat. Ebenso danke ich meinem Partner für seine unendliche Geduld, sein Verständnis und seinen liebevollen Rückhalt während dieser intensiven Zeit.

Allen, die mich auf diesem Weg begleitet und zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, gilt mein aufrichtiger und herzlicher Dank.

9 ANHANG

Tabelle A 1: Normalverteilungstest S_a aller Prüfkörpergruppen

Prüfkörpergruppe	Handelsname	Shapiro-Wilk ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Nr. 01	RC Variobase für Krone GH 3	0,9740	ja
Nr. 02	SC Variobase m. Schr., oval TAN	0,0026	nein
Nr. 03	RC Variobase C GH 1	0,7425	ja
Nr. 04	NC Variobase für Brücke/Steg	0,9768	ja
Nr. 05	MedentiBase Abutment gerade	0,0800	ja
Nr. 06	NC Healing Abutment conical	< 0,0001	nein
Nr. 07	RB/WB Healing Abutment Bridge	0,0354	nein
Nr. 08	CI RD Healing Cap 5.2x4.5	0,0114	nein
Nr. 09	CI RD Healing Cap 5.2x3.0	0,0015	nein
Nr. 10	NNC Healing Cap	0,1160	ja
Nr. 11	NT Healing Cap	0,0015	nein
Nr. 12	RT Healing Cap	0,0698	ja
Nr. 13	WT Healing Cap	0,0067	nein
Nr. 15	Titanbasis	0,1327	ja
Nr. 17	HSL Abutment/angussfähig	0,0006	nein
Nr. 19	Conelog Universal abutment	0,2447	ja
Nr. 20	Conelog Healing Cap, wide body	< 0,001	nein
Nr. 21	Direct Abutment	0,5525	ja
Nr. 22	Astra Healing Abutment	0,9771	ja
Nr. 23	Gingivaformer 4.5x4.0	0,0765	ja
Nr. 24	Gingivaformer 3.5x4.0	< 0,0011	nein
Nr. 25	Gingivaformer 4.8x3.0	0,6123	ja
Nr. 26	Mikro Abutment GM	0,0756	ja
Nr. 27	GM Pro Peek Abutment	0,0009	nein
Nr. 28	Gingivaformer für GM CoCr Basis	< 0,001	nein

Tabelle A 2: Signifikanztest S_a von 0,2 μm aller Prüfkörpergruppen

Prüfkörpergruppe	Handelsname	p-Wert	stat. Signifikanz
Nr. 01	RC Variobase für Krone GH 3	< 0,0001	ja
Nr. 02	SC Variobase m. Schr., oval TAN	< 0,0001	ja
Nr. 03	RC Variobase C GH 1	< 0,0001	ja
Nr. 04	NC Variobase für Brücke/Steg	< 0,0001	ja
Nr. 05	MedentiBase Abutment gerade	< 0,0001	ja
Nr. 06	NC Healing Abutment conical	< 0,0001	ja
Nr. 07	RB/WB Healing Abutment Bridge	0,0064	ja
Nr. 08	CI RD Healing Cap 5.2x4.5	< 0,0001	ja
Nr. 09	CI RD Healing Cap 5.2x3.0	< 0,0001	ja
Nr. 10	NNC Healing Cap	0,2726	nein
Nr. 11	NT Healing Cap	0,6304	nein
Nr. 12	RT Healing Cap	< 0,0001	ja
Nr. 13	WT Healing Cap	0,0926	nein
Nr. 15	Titanbasis	0,4205	nein
Nr. 17	HSL Abutment/angussfähig	0,0003	ja
Nr. 19	Conelog Universal abutment	0,0002	ja
Nr. 20	Conelog Healing Cap, wide body	0,3967	nein
Nr. 21	Direct Abutment	< 0,0001	ja
Nr. 22	Astra Healing Abutment	< 0,0001	ja
Nr. 23	Gingivaformer 4.5x4.0	0,0050	ja
Nr. 24	Gingivaformer 3.5x4.0	0,1454	nein
Nr. 25	Gingivaformer 4.8x3.0	0,1520	nein
Nr. 26	Mikro Abutment GM	< 0,0001	ja
Nr. 27	GM Pro Peek Abutment	0,2291	nein
Nr. 28	Gingivaformer für GM CoCr Basis	0,0307	ja

Tabelle A 3: Normalverteilungstest S_a nach Materialgruppen

Material	p-Wert nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Titan	< 0,0001	nein
PEEK	0,0009	nein
Edelmetalllegierung	0,0006	nein
Zirkonoxid	< 0,0001	nein

Tabelle A 4: Normalverteilungstest S_{sk} und S_{ku} nach Materialgruppen

Rauheitsparameter	Material	p-Wert nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
S_{sk}	Titan	$< 0,0001$	nein
S_{sk}	PEEK	0,0417	nein
S_{sk}	Edelmetalllegierung	0,0149	nein
S_{sk}	ZrO ₂	$< 0,0001$	nein
S_{ku}	Titan	$< 0,0001$	nein
S_{ku}	PEEK	0,0013	nein
S_{ku}	Edelmetalllegierung	0,0003	nein
S_{ku}	ZrO ₂	$< 0,0001$	nein

Tabelle A 5: Normalverteilungstest S_{dr} nach Materialgruppen

Material	p-Wert nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Titan	$< 0,0001$	nein
PEEK	0,0005	nein
Edelmetalllegierung	0,0004	nein
Zirkonoxid	$< 0,0001$	nein

Tabelle A 6: Normalverteilungstest V_{vv} nach Materialgruppen

Material	p-Wert nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Titan	$< 0,0001$	nein
PEEK	0,0002	nein
Edelmetalllegierung	0,0002	nein
Zirkonoxid	$< 0,0001$	nein

Tabelle A 7: Normalverteilungstest S_{ir} nach Materialgruppen

Material	p-Wert nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Titan	$< 0,0001$	nein
PEEK	0,5740	ja
Edelmetalllegierung	0,0991	ja
Zirkonoxid	$< 0,0001$	nein

Tabelle A 8: Normalverteilungstest S_a der Titanoberflächen nach Herstellern

Hersteller	p-Wert der S_a -Werte nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Camlog	0,0004	nein
Dentsply	0,3041	ja
Medentika	< 0,0001	nein
Neodent	< 0,0001	nein
Straumann	< 0,0001	nein

Tabelle A 9: Normalverteilungstest S_{dr} der Titanoberflächen nach Herstellern

Hersteller	p-Wert der S_a -Werte nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Camlog	< 0,0001	nein
Dentsply	0,4872	ja
Medentika	< 0,0001	nein
Neodent	< 0,0001	nein
Straumann	< 0,0001	nein

Tabelle A 10: Normalverteilungstest S_a der Prüfkörpergruppen aus Zirkonoxid

Hersteller	Prüfkörpergruppe	p-Wert der S_a -Werte nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Straumann	Nr. 06	< 0,0001	nein
Straumann	Nr. 08	0,0114	nein
Straumann	Nr. 09	0,0015	nein

Tabelle A 11: Normalverteilungstest S_a innerhalb der Hersteller

Hersteller	Prüfkörpergruppe	p-Wert der S_a -Werte nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 01</i>	<i>0,9740</i>	ja
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 02</i>	<i>0,0026</i>	nein
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 03</i>	<i>0,7425</i>	ja
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 04</i>	<i>0,9768</i>	ja
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 07</i>	<i>0,0354</i>	nein
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 10</i>	<i>0,1160</i>	ja
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 11</i>	<i>0,0015</i>	nein
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 12</i>	<i>0,0698</i>	ja
<i>Straumann</i>	<i>Nr. 13</i>	<i>0,0067</i>	nein
<i>Medentika</i>	<i>Nr. 15</i>	<i>0,1327</i>	ja
<i>Medentika</i>	<i>Nr. 05</i>	<i>0,0800</i>	ja
<i>Medentika</i>	<i>Nr. 23</i>	<i>0,0765</i>	ja
<i>Medentika</i>	<i>Nr. 24</i>	<i>< 0,0011</i>	nein
<i>Medentika</i>	<i>Nr. 25</i>	<i>0,6123</i>	ja
<i>Camlog</i>	<i>Nr. 19</i>	<i>0,2447</i>	ja
<i>Camlog</i>	<i>Nr. 20</i>	<i>< 0,001</i>	nein
<i>Dentsply</i>	<i>Nr. 21</i>	<i>0,5525</i>	ja
<i>Dentsply</i>	<i>Nr. 22</i>	<i>0,9771</i>	ja
<i>Neodent</i>	<i>Nr. 26</i>	<i>0,0756</i>	ja
<i>Neodent</i>	<i>Nr. 28</i>	<i>< 0,001</i>	nein

Tabelle A 12: Signifikanztest der S_a -Werte zwischen den Zonen je Gruppe

Prüfkörpergruppe	Handelsname	p-Wert ($\alpha = 0,05$)	stat. Sign.
Nr. 01	RC Variobase für Krone GH 3	0,5655	nein
Nr. 02	SC Variobase m. Schr., oval TAN	0,0090	ja
Nr. 03	RC Variobase C GH 1	0,0132	ja
Nr. 04	NC Variobase für Brücke/Steg	0,0240	ja
Nr. 05	MedentiBase Abutment gerade	0,0221	ja
Nr. 06	NC Healing Abutment conical	0,0556	nein
Nr. 07	RB/WB Healing Abutment Bridge	0,0090	ja
Nr. 08	CI RD Healing Cap 5.2x4.5	0,0299	ja
Nr. 09	CI RD Healing Cap 5.2x3.0	0,3263	nein
Nr. 10	NNC Healing Cap	0,1845	nein
Nr. 11	NT Healing Cap	0,1142	nein
Nr. 12	RT Healing Cap	0,7558	nein
Nr. 13	WT Healing Cap	0,1511	nein
Nr. 15	Titanbasis	0,0025	ja
Nr. 17	HSL Abutment/angussfähig	0,0122	ja
Nr. 19	Conelog Universal abutment	0,0271	ja
Nr. 20	Conelog Healing Cap, wide body	0,0271	ja
Nr. 21	Direct Abutment	0,0872	nein
Nr. 22	Astra Healing Abutment	0,0104	ja
Nr. 23	Gingivaformer 4.5x4.0	0,0019	ja
Nr. 24	Gingivaformer 3.5x4.0	0,0019	ja
Nr. 25	Gingivaformer 4.8x3.0	0,7334	nein
Nr. 26	Mikro Abutment GM	0,3263	nein
Nr. 27	GM Pro Peek Abutment	0,0087	ja
Nr. 28	Gingivaformer für GM CoCr Basis	0,0324	ja

Tabelle A 13: Normalverteilungstest S_a der Titanprüfkörper nach Typ

Abutmenttyp	Material	p-Wert der S_a -Werte nach Shapiro-Wilk-Test ($\alpha = 0,05$)	Normalverteilung
Gingivaformer	Titan	< 0,0001	nein
definitives Abutment	Titan	< 0,0001	nein

Tabelle A 14: Mittelwertvergleich S_a -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper	Handelsname	Mittelwert in μm (polierter Prüfkörper)	Mittelwert in μm (Prüfkörpergruppe)
Nr. 01/2	RC Variobase für Krone GH 3	$0,037 \pm 0,002$	$0,089 \pm 0,004$
Nr. 02/2	SC Variobase m. Schr., oval TAN	$0,033 \pm 0,007$	$0,121 \pm 0,016$
Nr. 03/2	RC Variobase C GH 1	$0,083 \pm 0,034$	$0,407 \pm 0,048$
Nr. 04/2	NC Variobase für Brücke/Steg	$0,049 \pm 0,014$	$0,274 \pm 0,022$
Nr. 05/2	MedentiBase Abutment gerade	$0,065 \pm 0,020$	$0,143 \pm 0,031$
Nr. 15/2	Titanbasis	$0,050 \pm 0,008$	$0,197 \pm 0,017$
Nr. 17/2	HSL Abutment/angussfähig	$0,070 \pm 0,047$	$0,120 \pm 0,065$
Nr. 21/2	Direct Abutment	$0,050 \pm 0,041$	$0,147 \pm 0,02$

Tabelle A 15: Mittelwertvergleich S_{ir} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper	Handelsname	Mittelwert (polierter Prüfkörper)	Mittelwert (Prüfkörpergruppe)
Nr. 01/2	RC Variobase für Krone GH 3	$0,4783 \pm 0,1053$	$0,0208 \pm 0,0044$
Nr. 02/2	SC Variobase m. Schr., oval TAN	$0,2564 \pm 0,1572$	$0,2614 \pm 0,1017$
Nr. 03/2	RC Variobase C GH 1	$0,3069 \pm 0,1859$	$0,0366 \pm 0,0062$
Nr. 04/2	NC Variobase für Brücke/Steg	$0,4112 \pm 0,2848$	$0,0463 \pm 0,0134$
Nr. 05/2	MedentiBase Abutment gerade	$0,0956 \pm 0,0625$	$0,0193 \pm 0,0079$
Nr. 15/2	Titanbasis	$0,1857 \pm 0,2542$	$0,6848 \pm 0,0759$
Nr. 17/2	HSL Abutment/angussfähig	$0,2642 \pm 0,0980$	$0,1991 \pm 0,1587$
Nr. 21/2	Direct Abutment	$0,0916 \pm 0,0427$	$0,0973 \pm 0,1366$

Tabelle A 16: Mittelwertvergleich S_{sk} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper	Handelsname	Mittelwert (polierter Prüfkörper)	Mittelwert (Prüfkörpergruppe)
Nr. 01/2	RC Variobase für Krone GH 3	$19,688 \pm 15,382$	$-0,172 \pm 0,222$
Nr. 02/2	SC Variobase m. Schr., oval TAN	$-2,887 \pm 11,361$	$-0,079 \pm 0,076$
Nr. 03/2	RC Variobase C GH 1	$13,021 \pm 12,765$	$-0,072 \pm 0,304$
Nr. 04/2	NC Variobase für Brücke/Steg	$9,920 \pm 10,041$	$-0,356 \pm 0,404$
Nr. 05/2	MedentiBase Abutment gerade	$0,751 \pm 0,943$	$1,686 \pm 2,844$
Nr. 15/2	Titanbasis	$16,156 \pm 13,992$	$-0,517 \pm 0,586$
Nr. 17/2	HSL Abutment/angussfähig	$0,779 \pm 0,581$	$8,290 \pm 10,290$
Nr. 21/2	Direct Abutment	$-0,023 \pm 0,603$	$0,791 \pm 3,524$

Tabelle A 17: Mittelwertvergleich S_{dr} -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper	Handelsname	Mittelwert in % (polierter Prüfkörper)	Mittelwert in % (Prüfkörpergruppe)
Nr. 01/2	RC Variobase für Krone GH 3	$0,420 \pm 0,127$	$0,815 \pm 0,126$
Nr. 02/2	SC Variobase m. Schr., oval TAN	$0,391 \pm 0,184$	$1,498 \pm 0,362$
Nr. 03/2	RC Variobase C GH 1	$1,531 \pm 1,719$	$14,540 \pm 7,162$
Nr. 04/2	NC Variobase für Brücke/Steg	$0,840 \pm 0,485$	$6,797 \pm 2,334$
Nr. 05/2	MedentiBase Abutment gerade	$0,693 \pm 0,269$	$2,672 \pm 1,018$
Nr. 15/2	Titanbasis	$0,911 \pm 0,286$	$6,886 \pm 1,364$
Nr. 17/2	HSL Abutment/angussfähig	$1,963 \pm 2,218$	$3,741 \pm 3,716$
Nr. 21/2	Direct Abutment	$0,155 \pm 0,059$	$1,409 \pm 0,226$

Tabelle A 18: Mittelwertvergleich V_v -Werte polierter Prüfkörper

Prüfkörper	Handelsname	Mittelwert in $\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ (polierter Prüfkörper)	Mittelwert in $\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ (Prüfkörpergruppe)
Nr. 01/2	RC Variobase für Krone GH 3	$0,009 \pm 0,001$	$0,016 \pm 0,001$
Nr. 02/2	SC Variobase m. Schr., oval TAN	$0,007 \pm 0,001$	$0,019 \pm 0,003$
Nr. 03/2	RC Variobase C GH 1	$0,024 \pm 0,014$	$0,080 \pm 0,027$
Nr. 04/2	NC Variobase für Brücke/Steg	$0,012 \pm 0,004$	$0,046 \pm 0,011$
Nr. 05/2	MedentiBase Abutment gerade	$0,014 \pm 0,004$	$0,022 \pm 0,004$
Nr. 15/2	Titanbasis	$0,013 \pm 0,004$	$0,043 \pm 0,005$
Nr. 17/2	HSL Abutment/angussfähig	$0,017 \pm 0,011$	$0,028 \pm 0,023$
Nr. 21/2	Direct Abutment	$0,012 \pm 0,012$	$0,024 \pm 0,006$

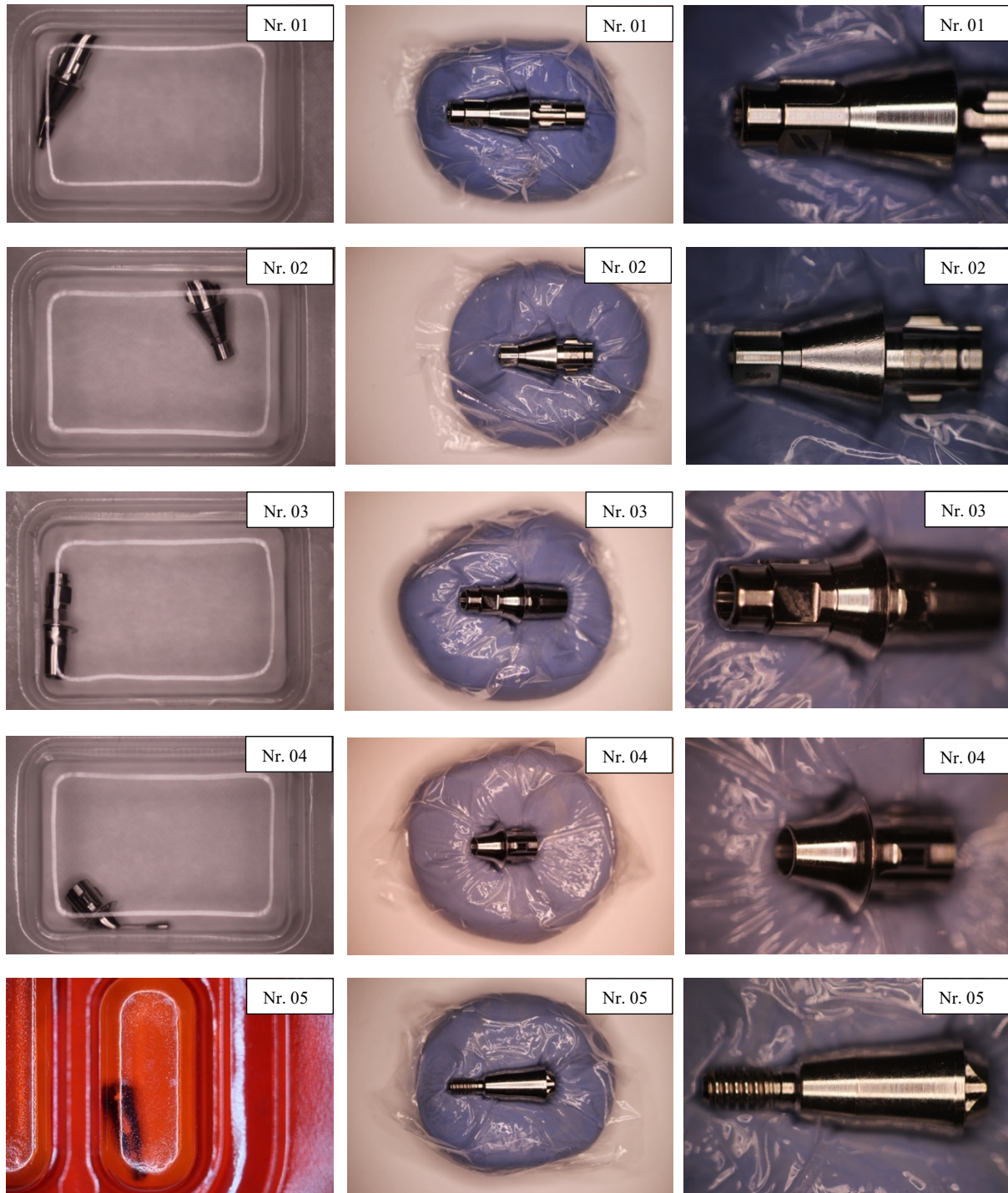


Abbildung A 1: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil I

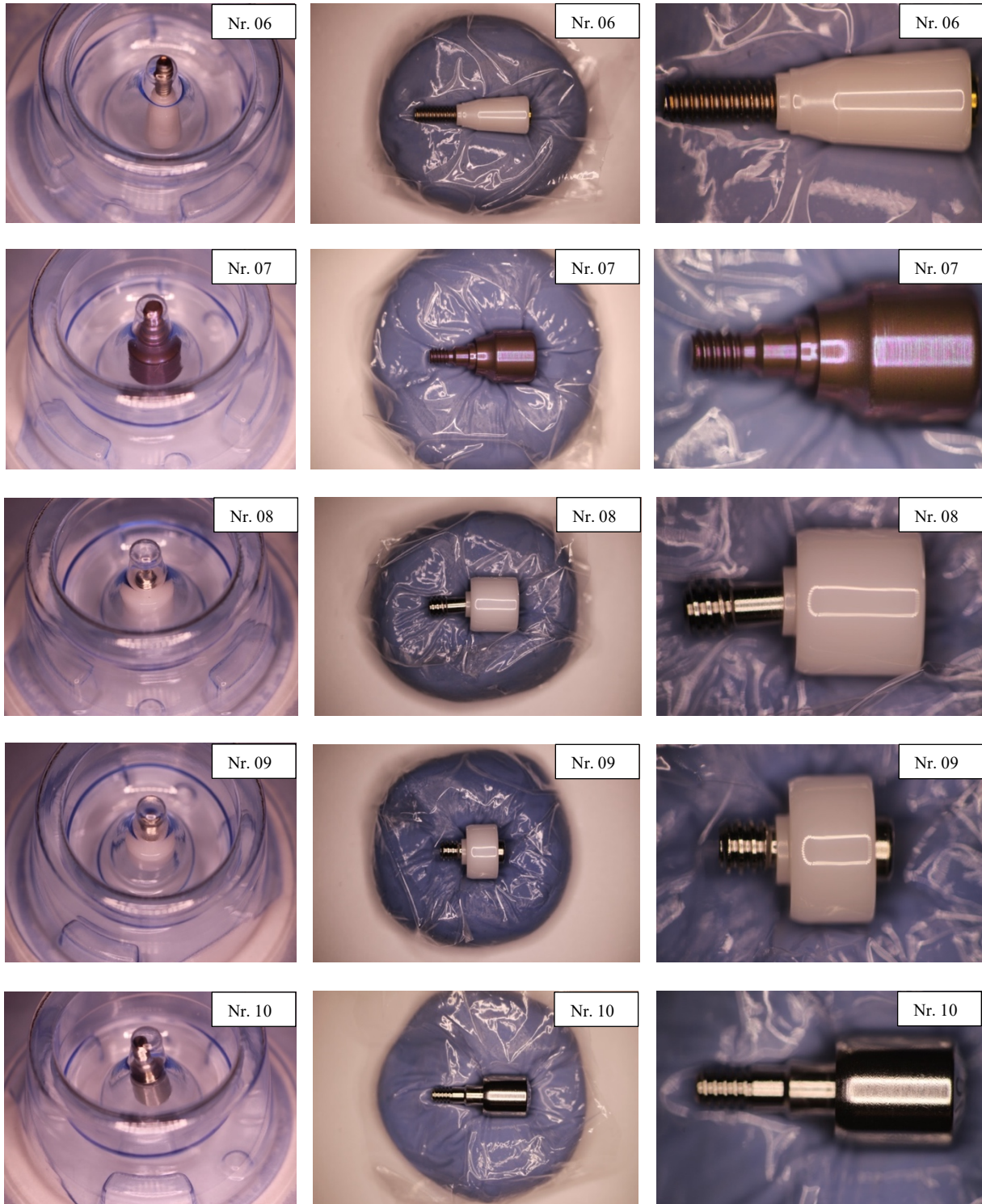


Abbildung A 2: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil II

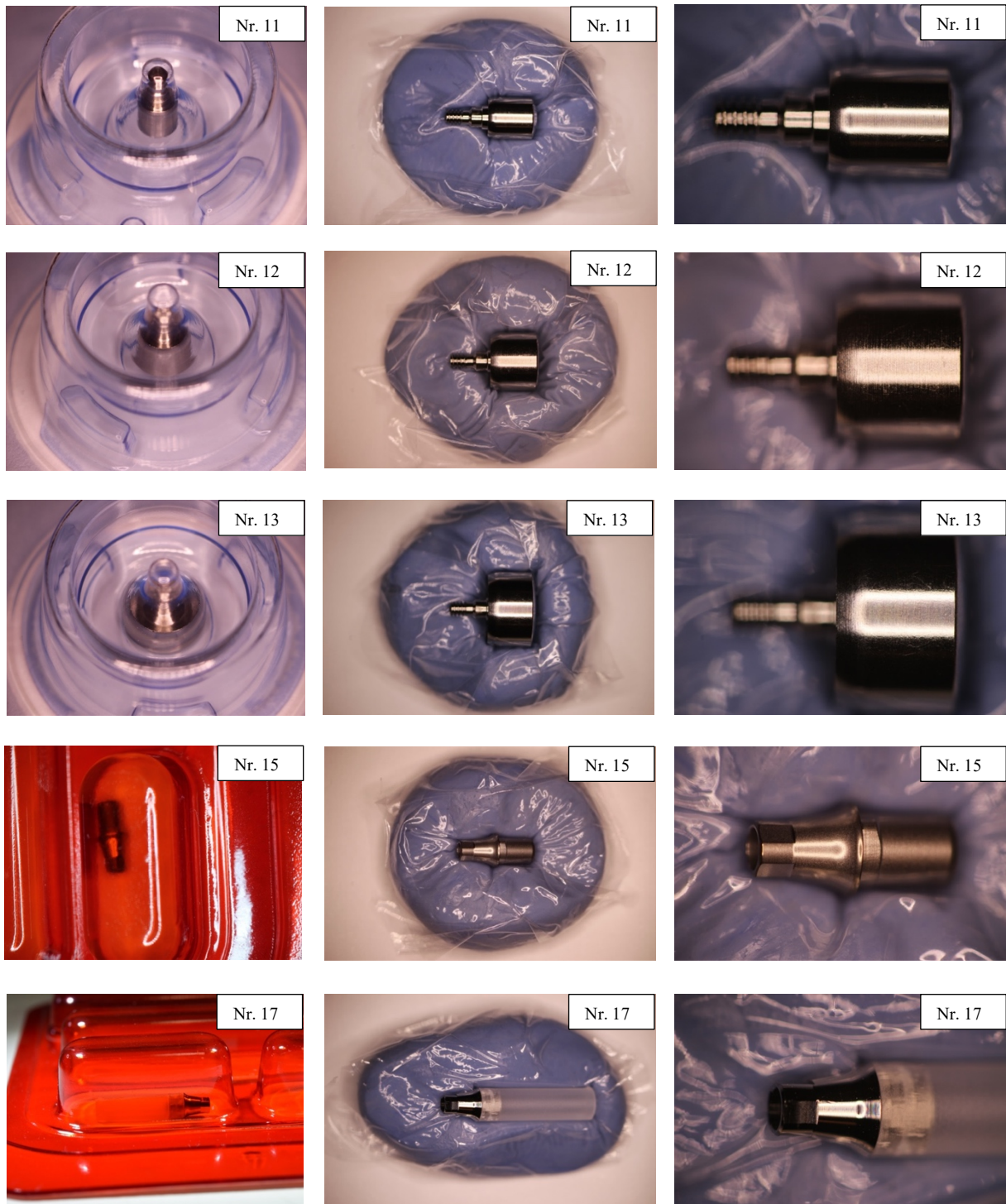


Abbildung A 3: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil III



Abbildung A 4: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil IV



Abbildung A 5: Übersicht Fotodokumentation der Prüfkörper Teil V

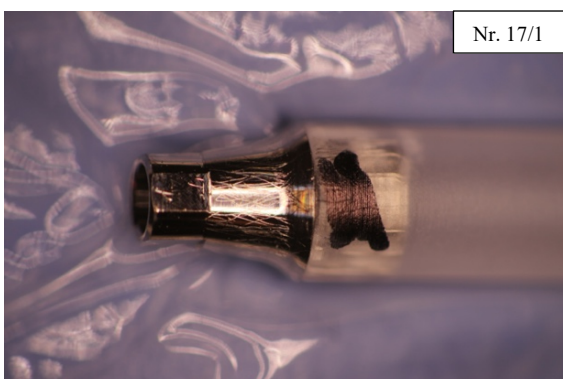
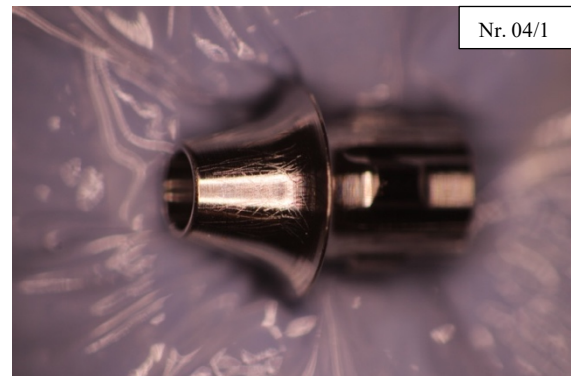
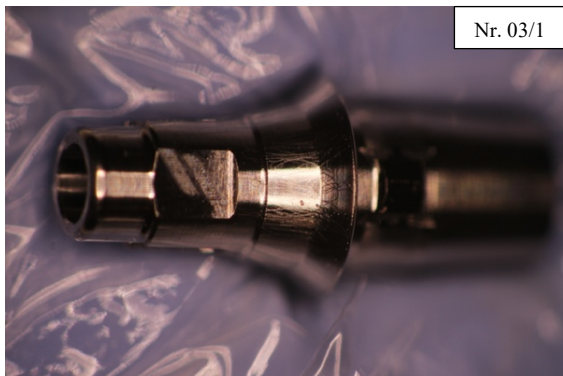
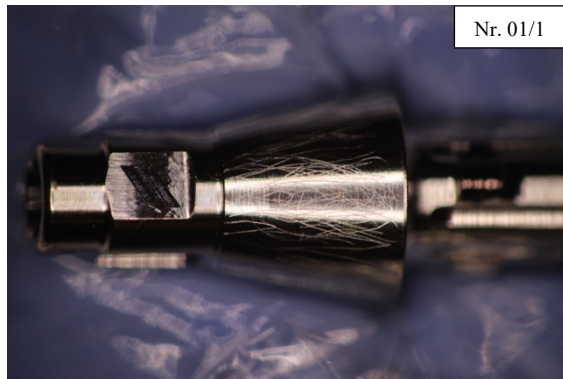


Abbildung A 6: Übersicht Fotodokumentation sondierter Prüfkörper

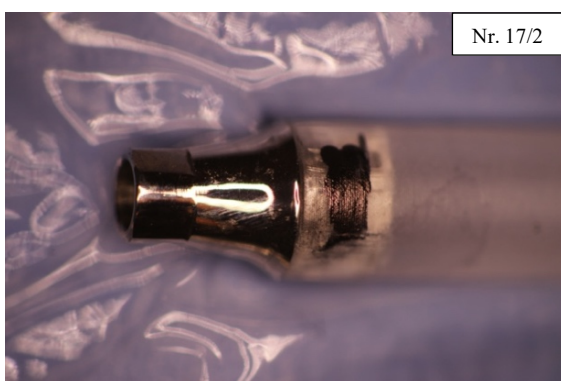
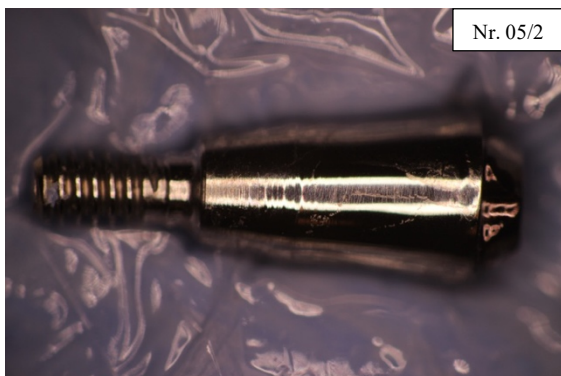
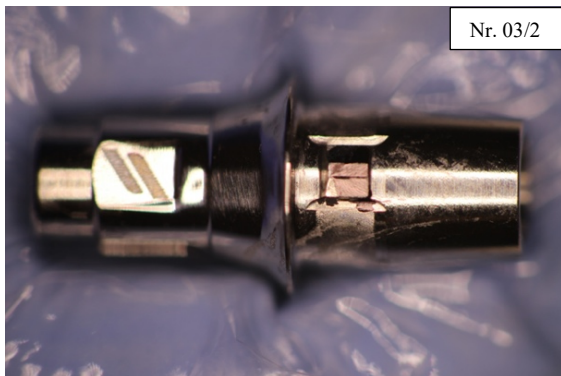
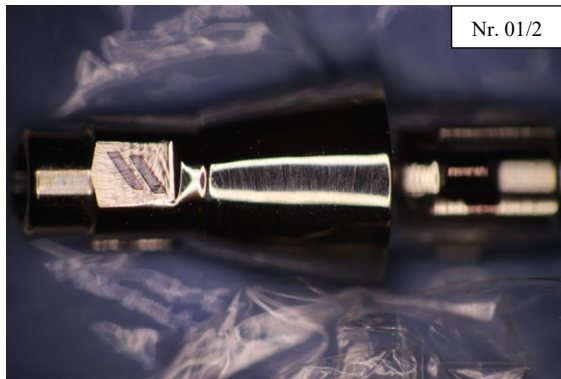


Abbildung A 7: Übersicht Fotodokumentation polierter Prüfkörper

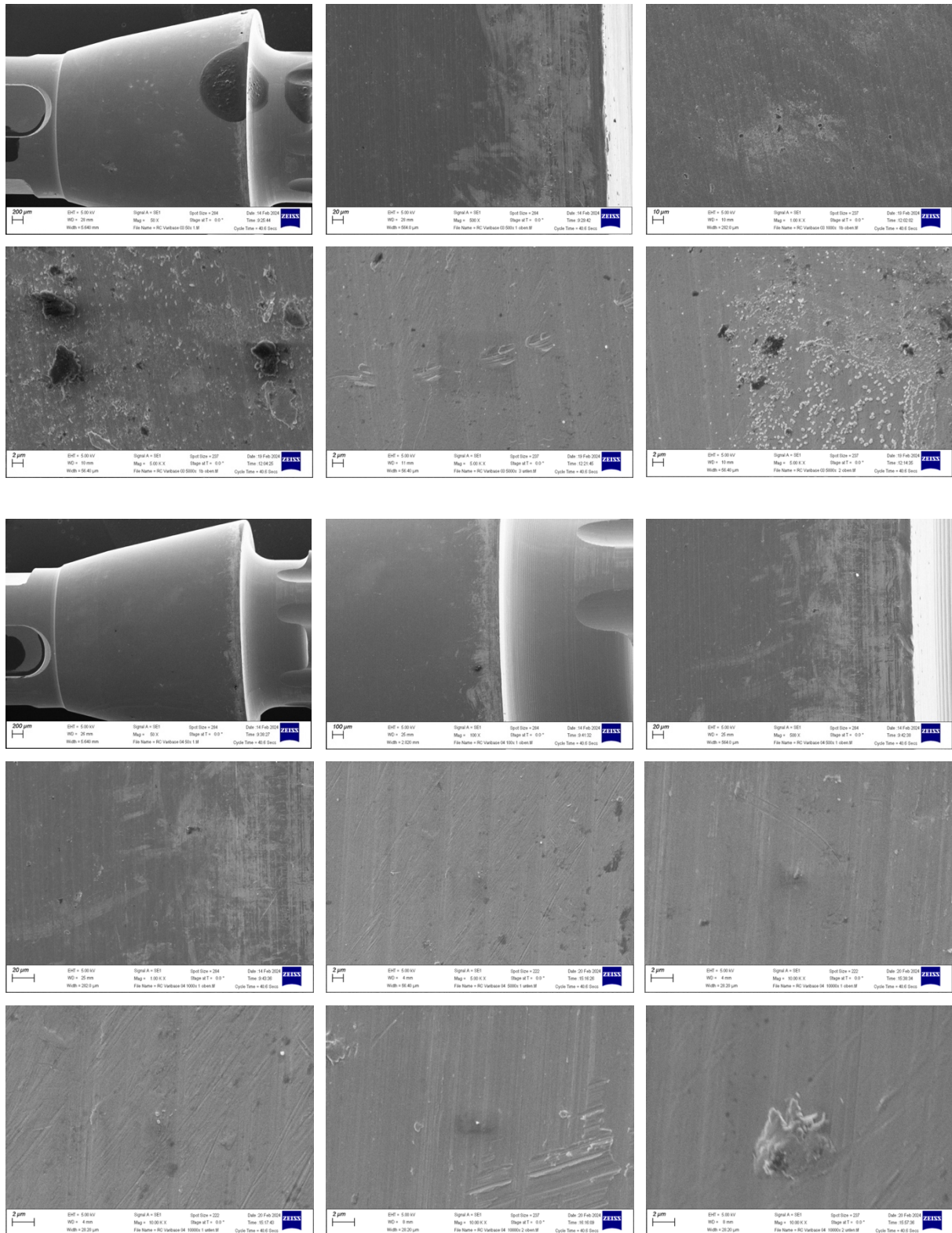


Abbildung A 8: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/3 und Nr. 01/4 (roh)

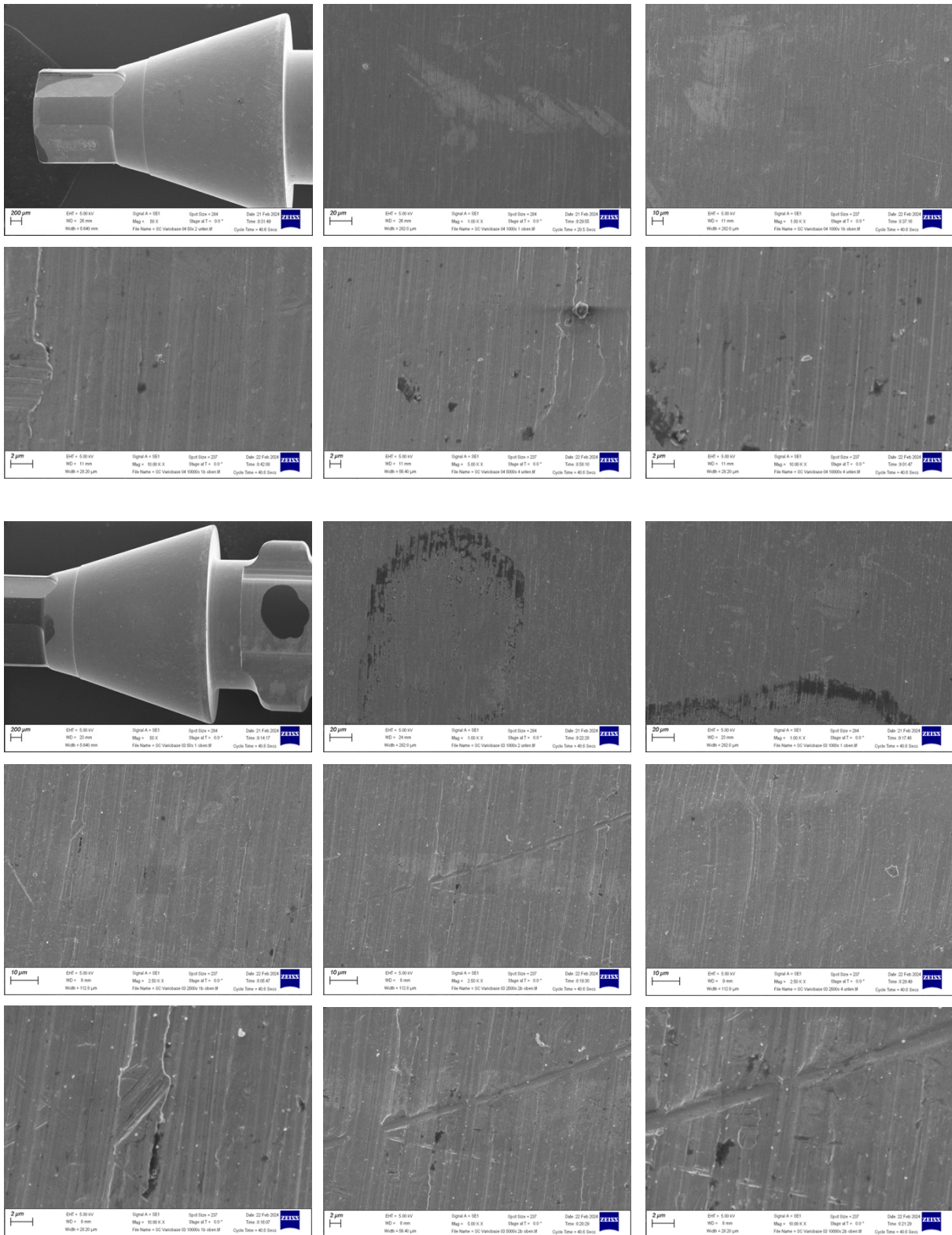


Abbildung A 9: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 02/3 und Nr. 02/4 (roh)

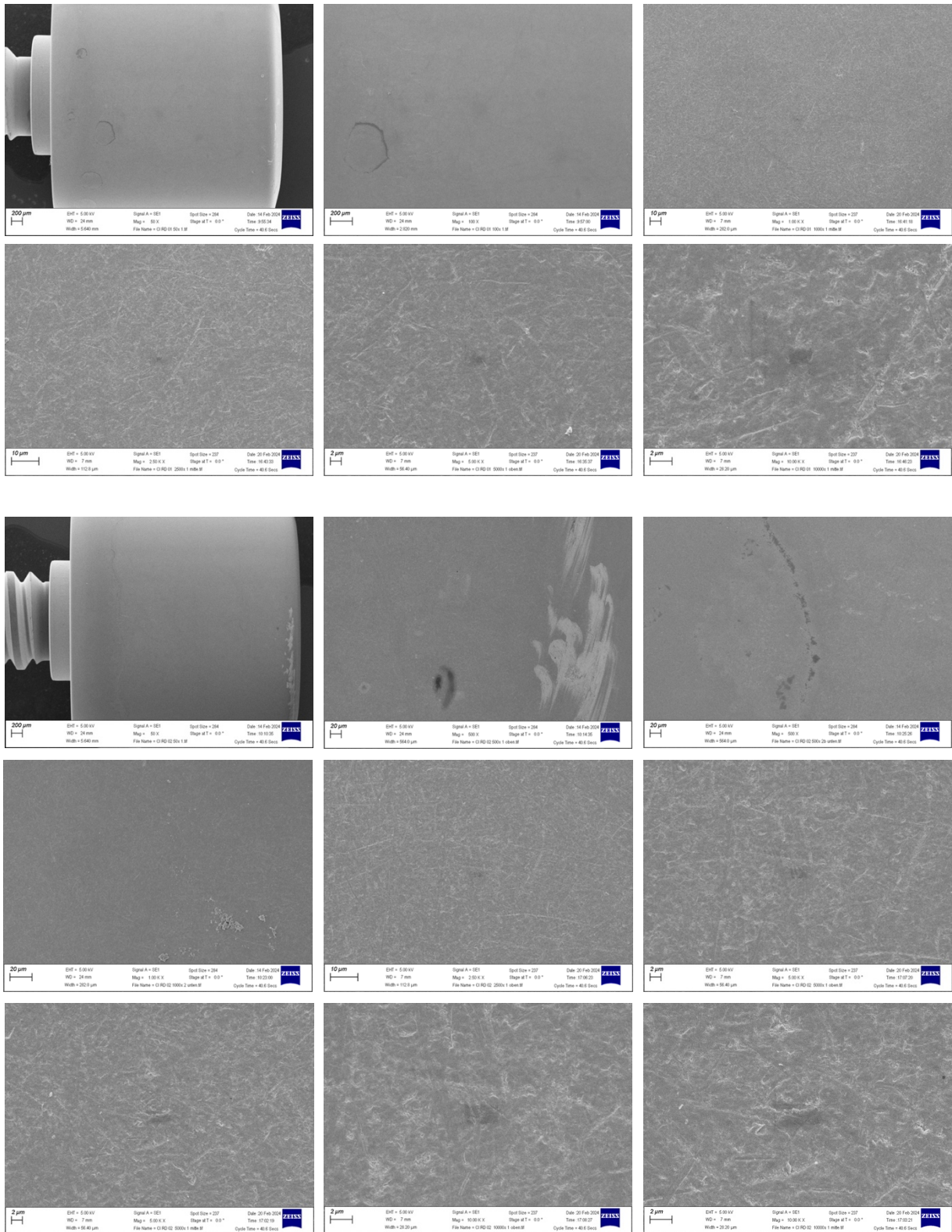


Abbildung A 10: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 08/1 und Nr. 08/2 (roh)

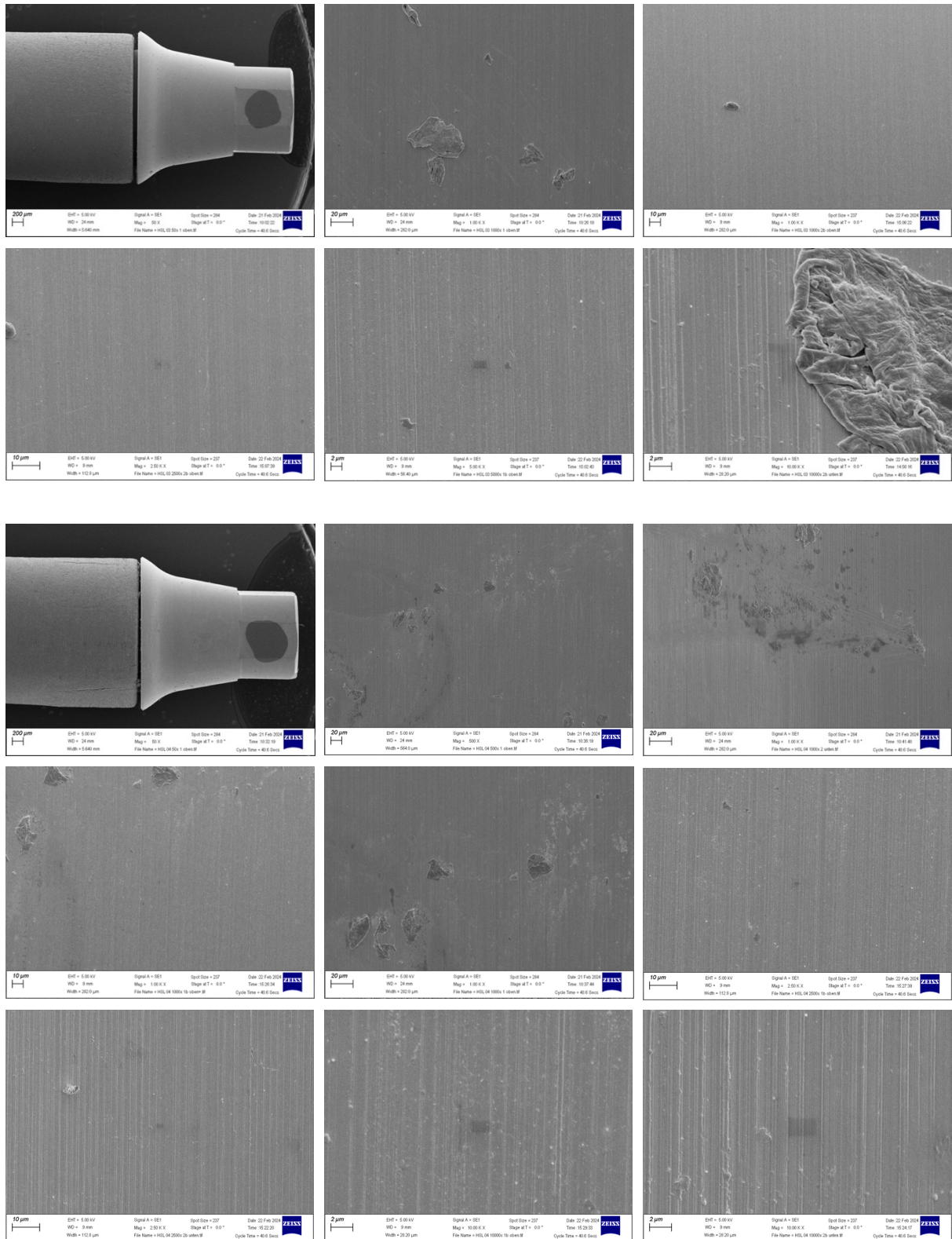


Abbildung A 11: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 17/3 und Nr. 17/4 (roh)

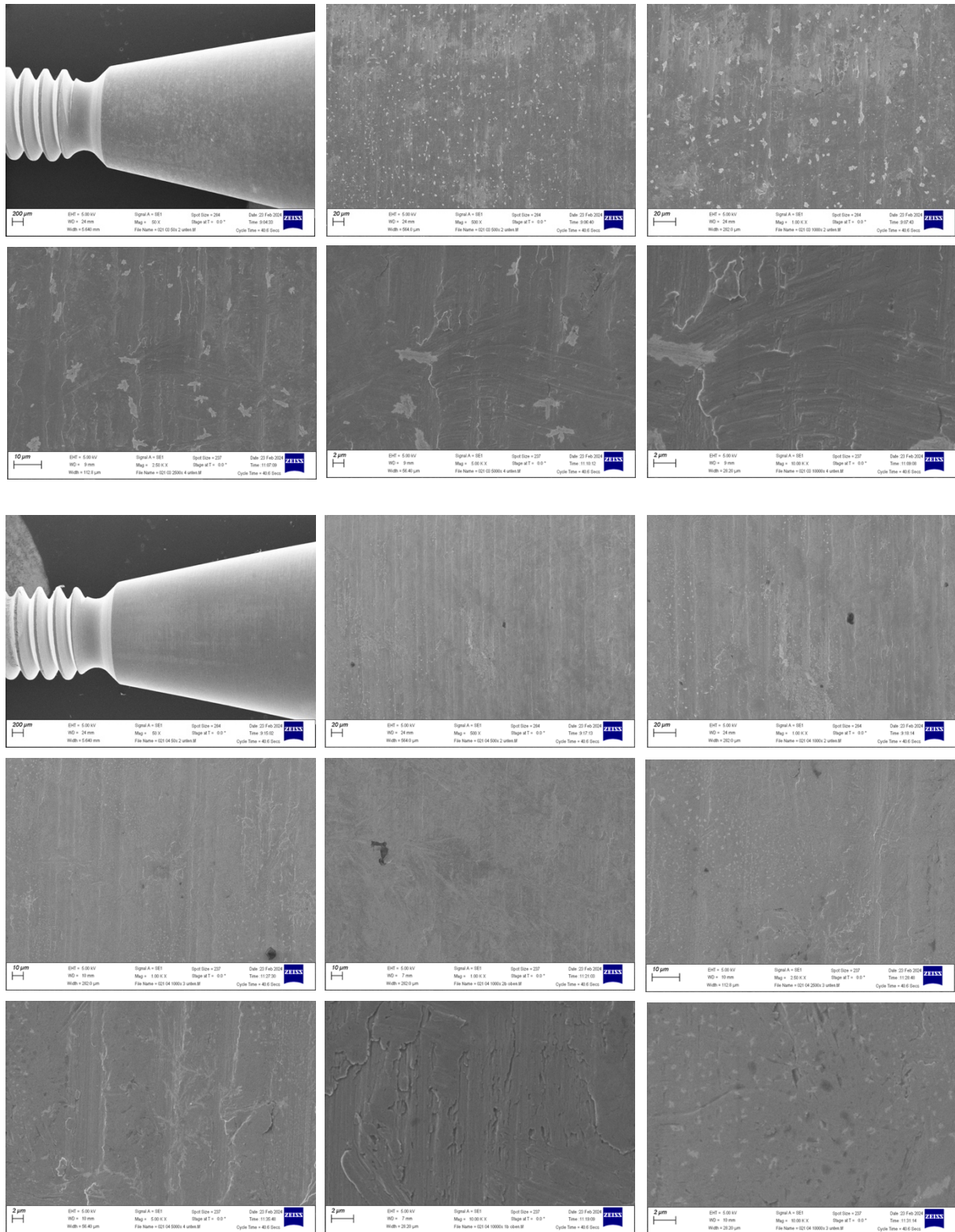


Abbildung A 12: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 21/3 und Nr. 21/4 (roh)

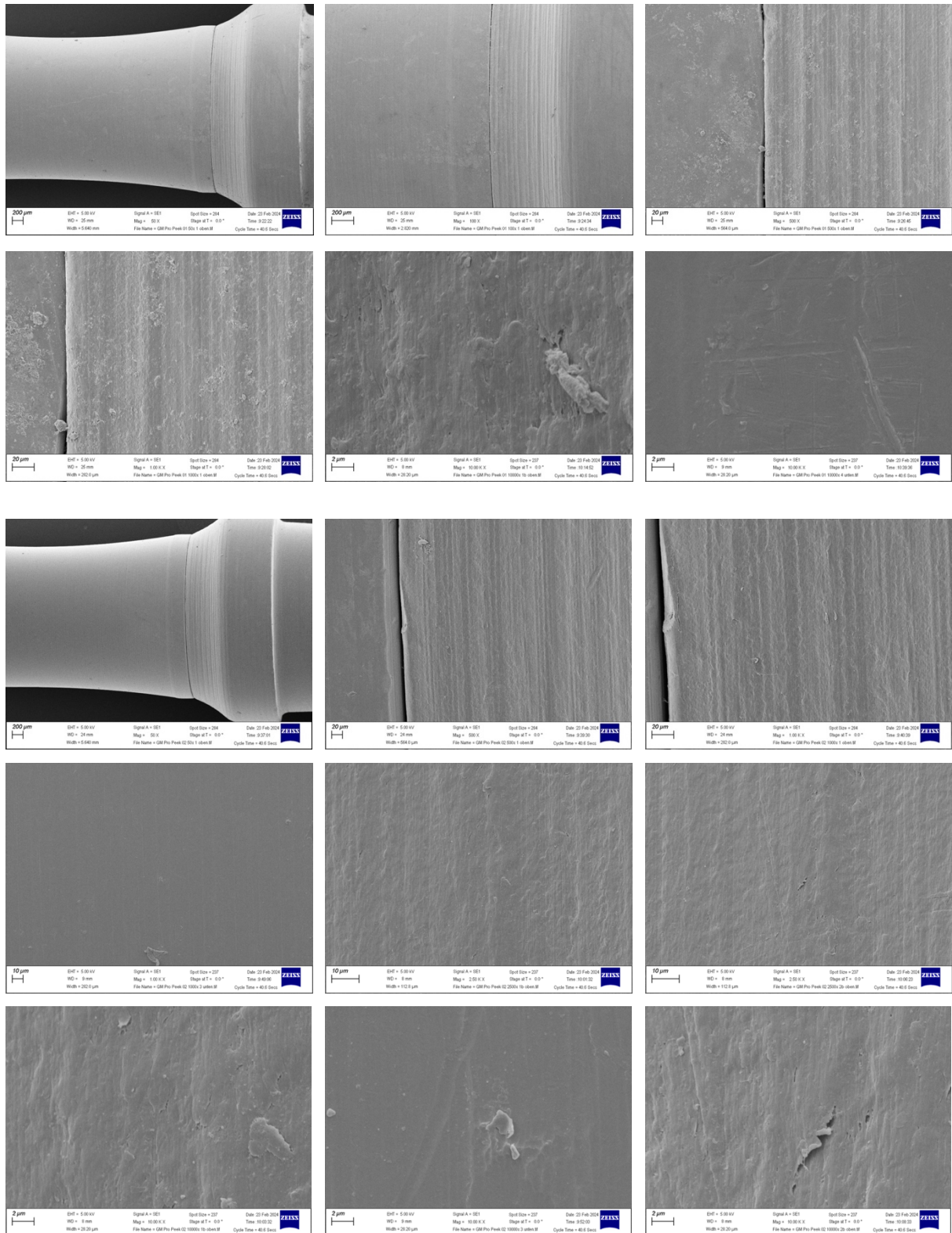


Abbildung A 13: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 27/1 und Nr. 27/2 (roh)

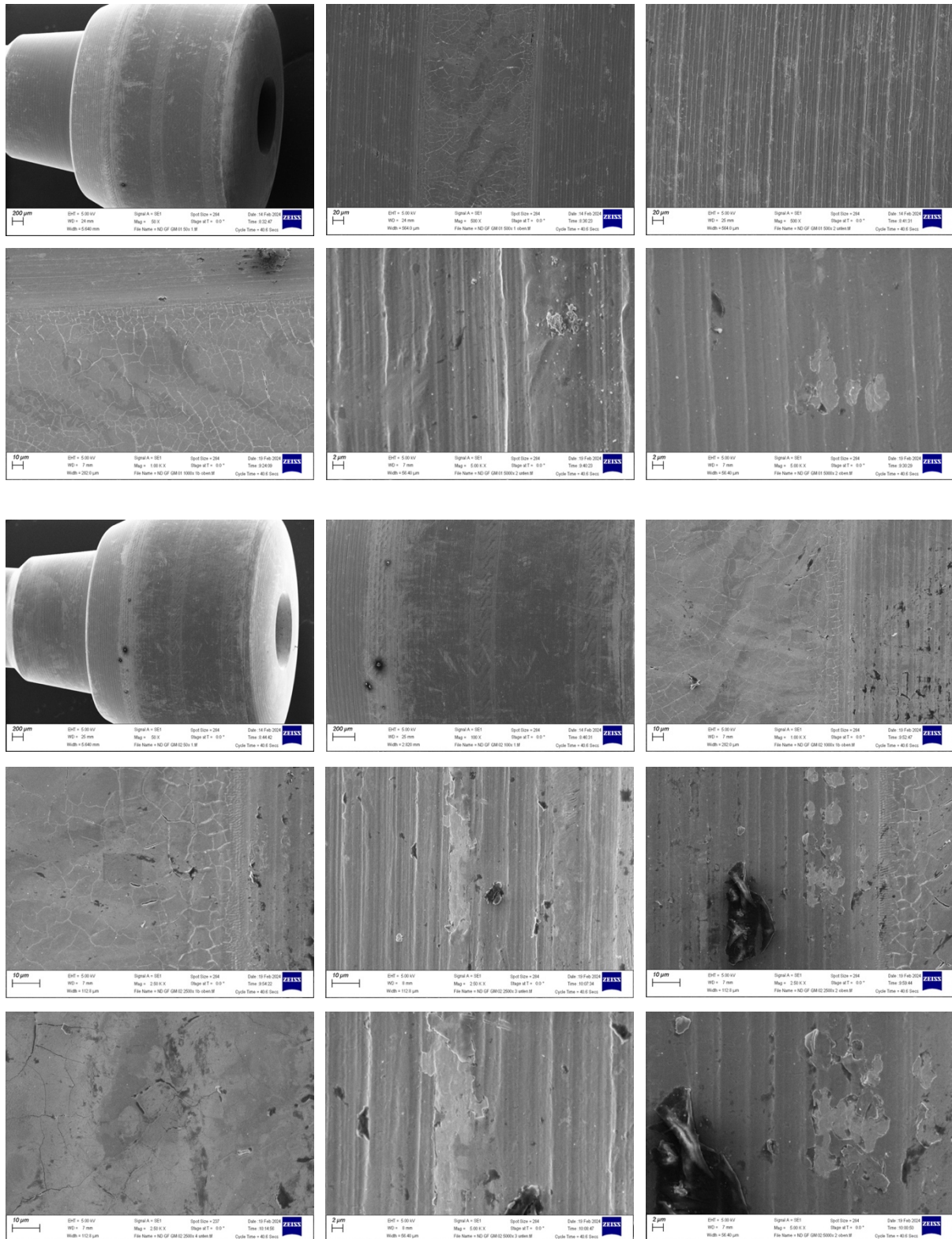


Abbildung A 14: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 28/1 und Nr. 28/2 (roh)

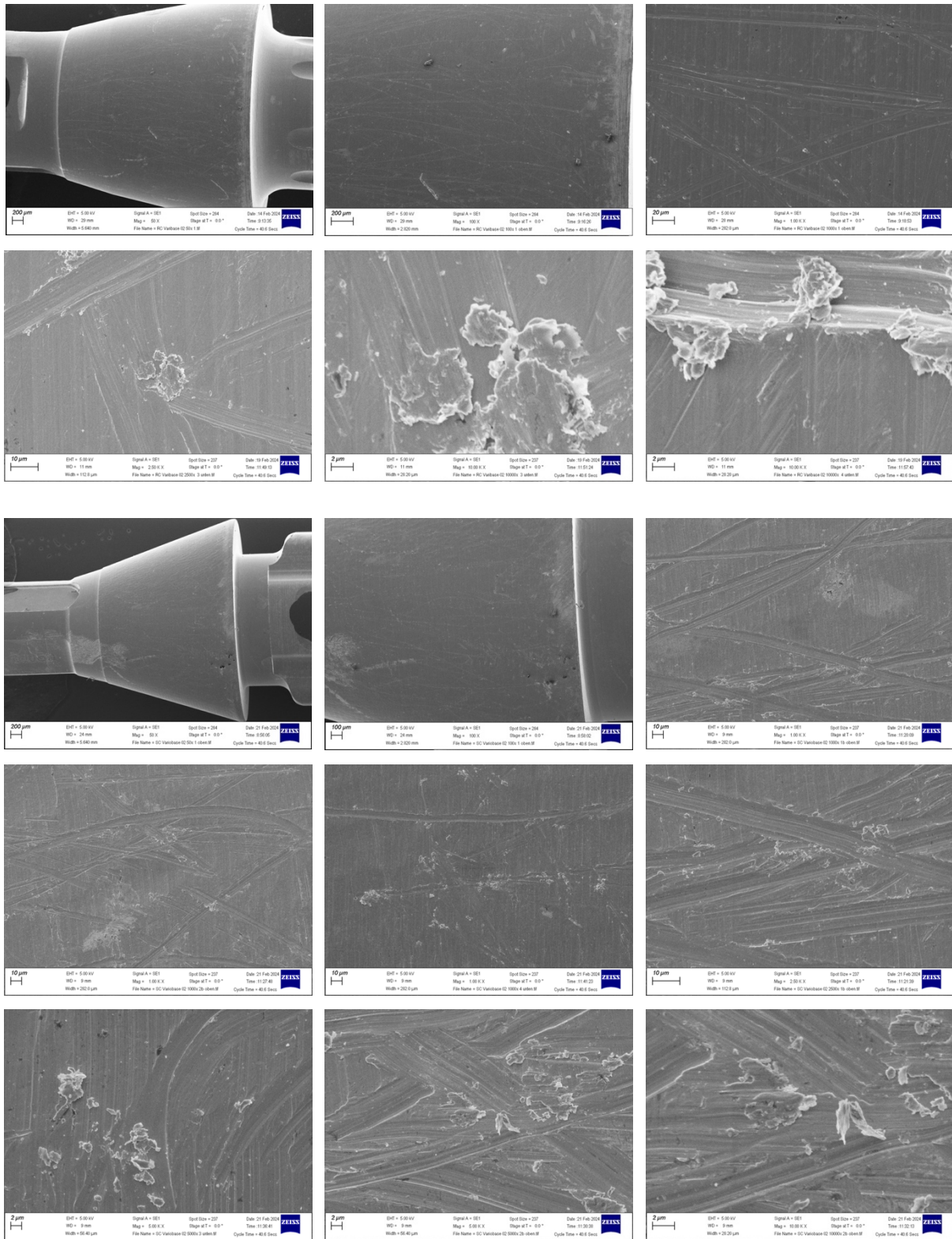


Abbildung A 15: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/2 und Nr. 02/2 (sondiert)

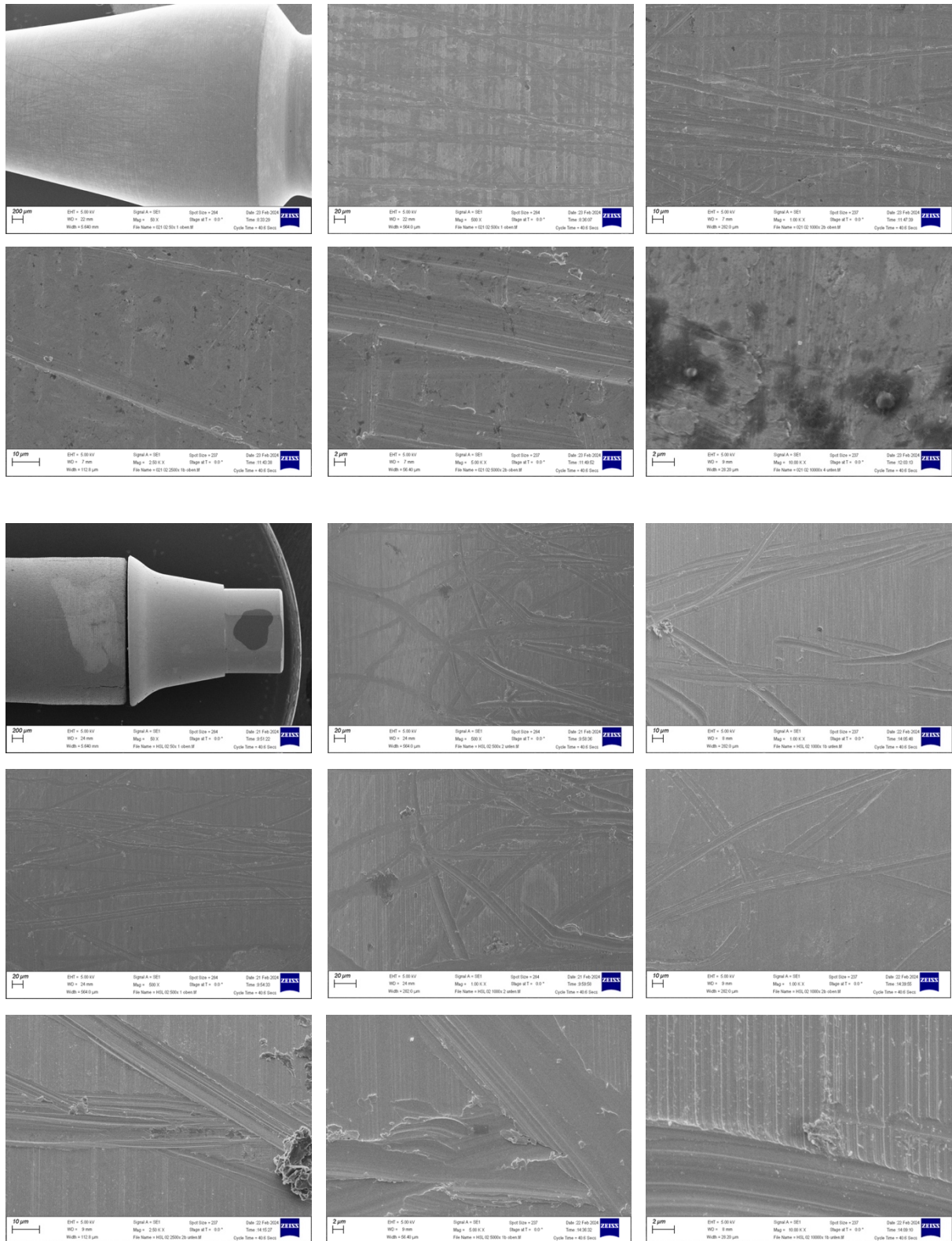


Abbildung A 16: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 21/2 und Nr. 17/2 (sondiert)

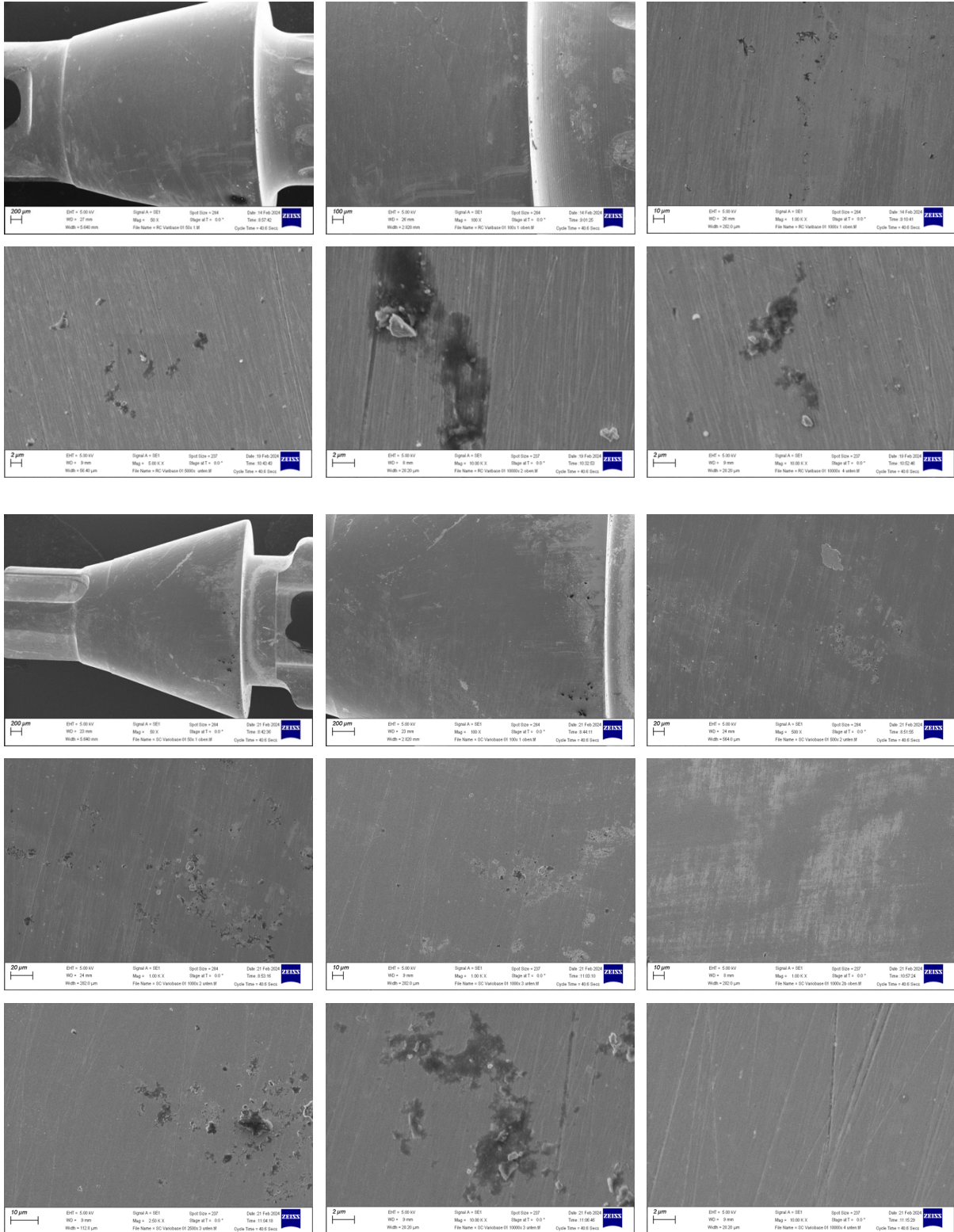


Abbildung A 17: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 01/I und Nr. 02/I (poliert)

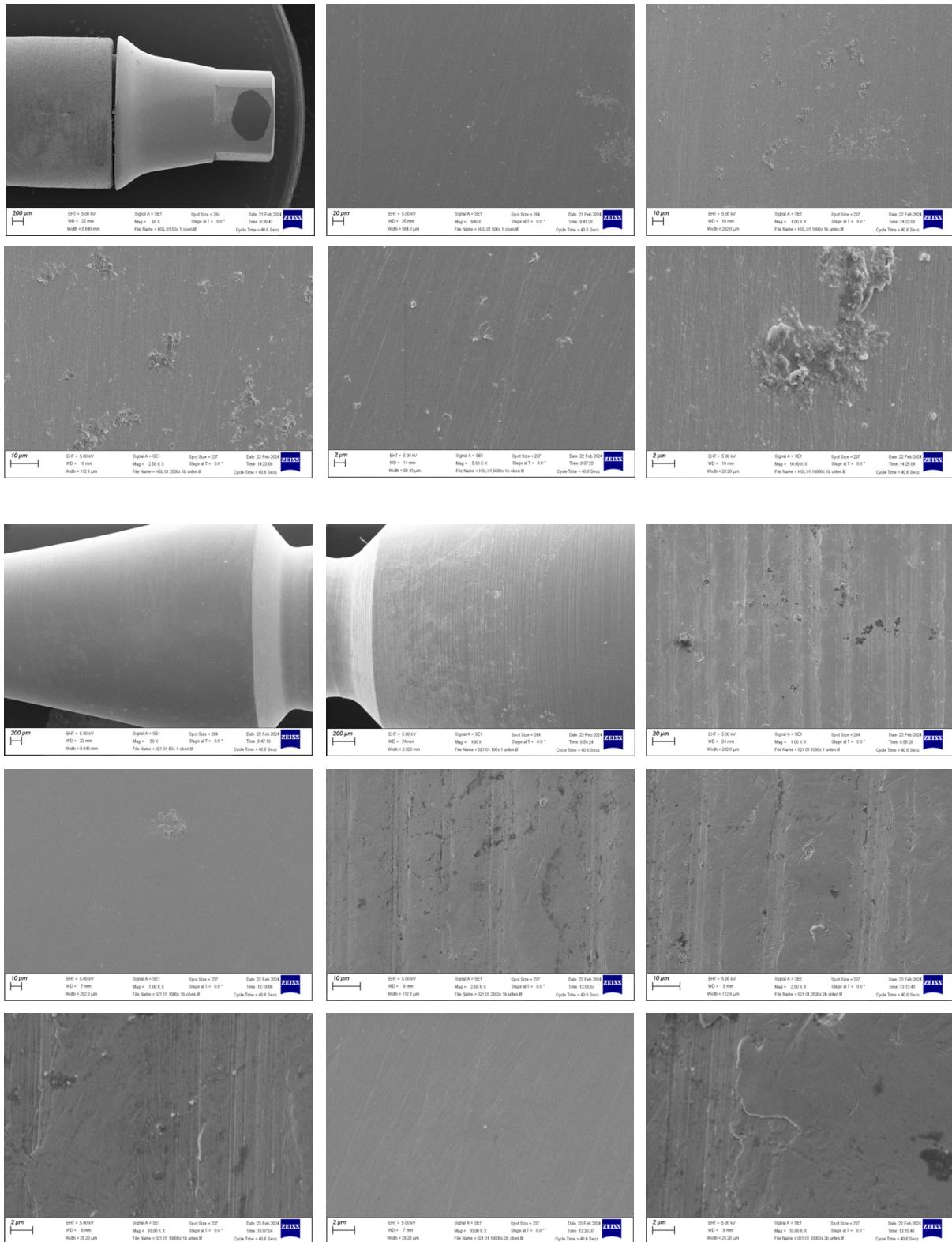


Abbildung A 18: REM-Aufnahmen Prüfkörper Nr. 17/1 und Nr. 21/1 (poliert)

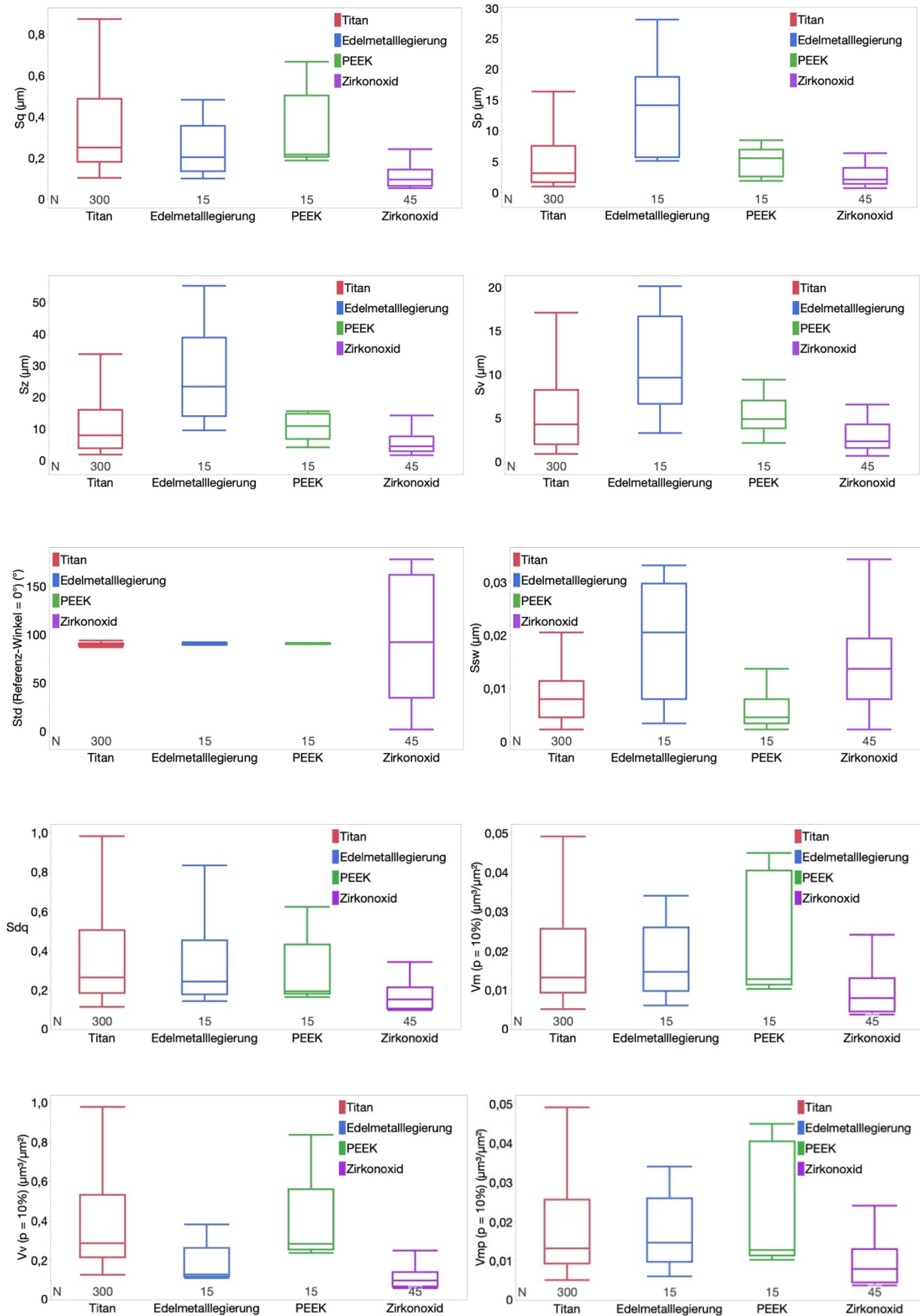


Abbildung A 19: Rauheitsparameter zwischen den Materialien Teil I

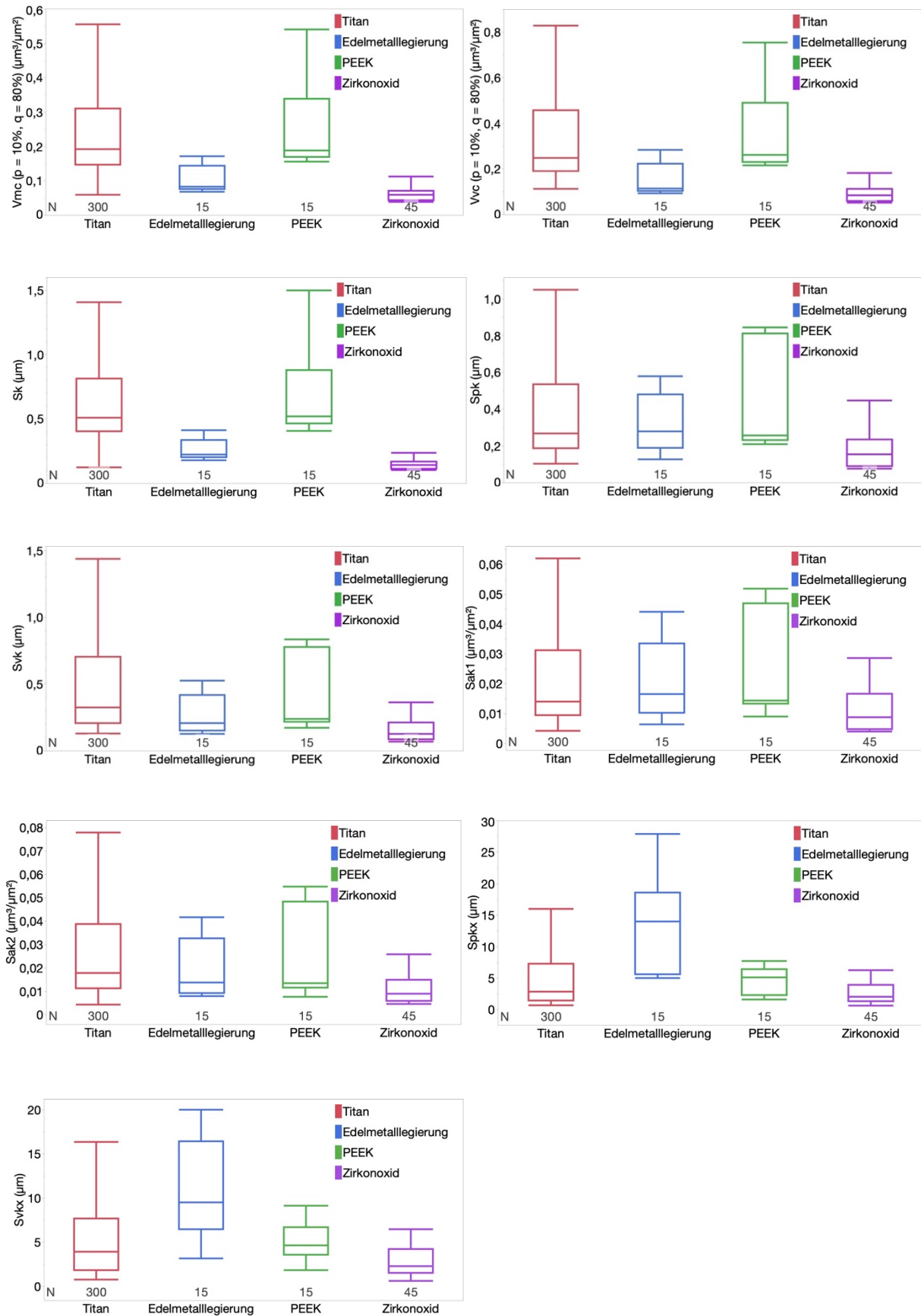


Abbildung A 20: Rauheitsparameter zwischen den Materialien Teil II

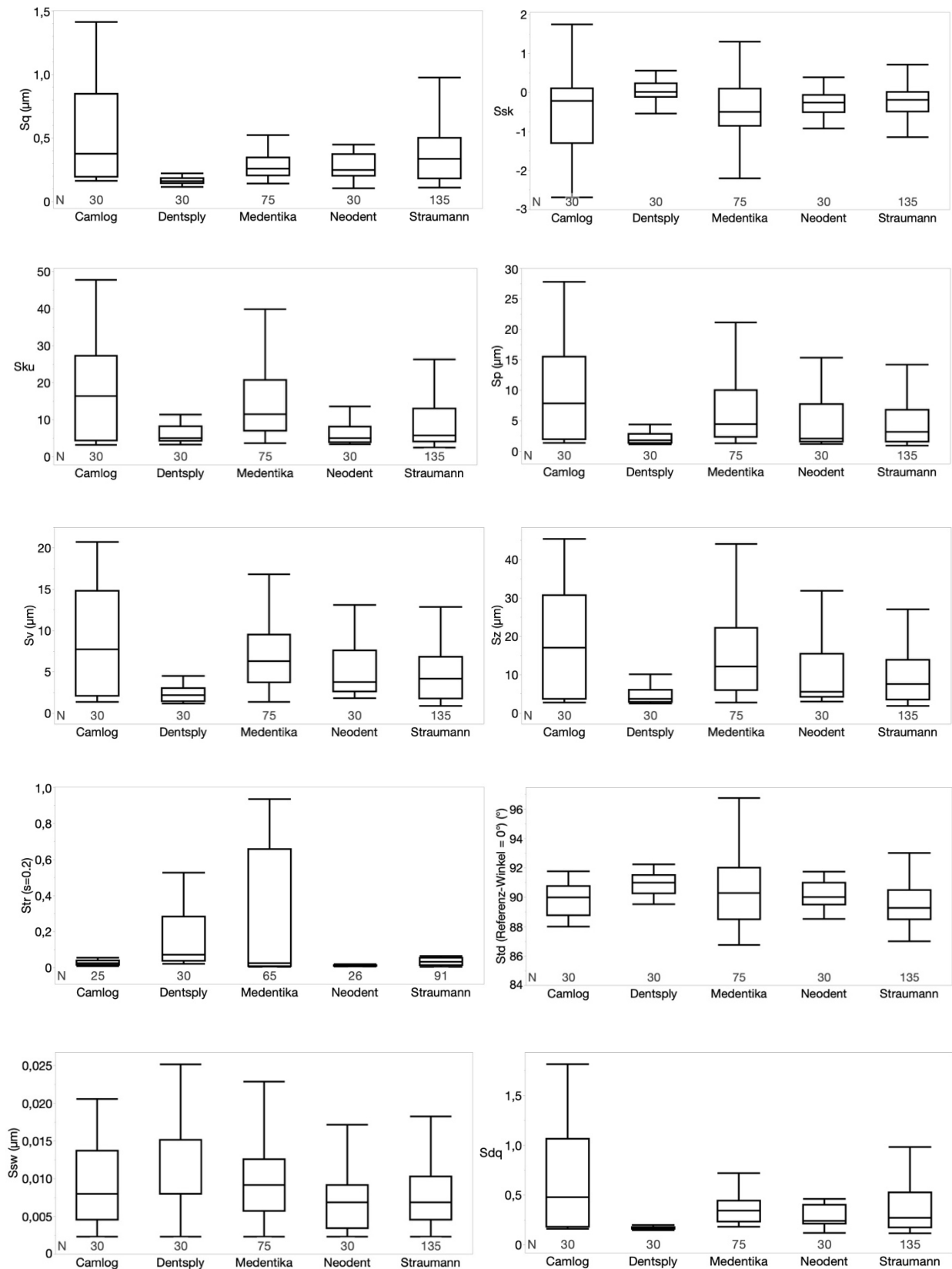


Abbildung A 21: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil I

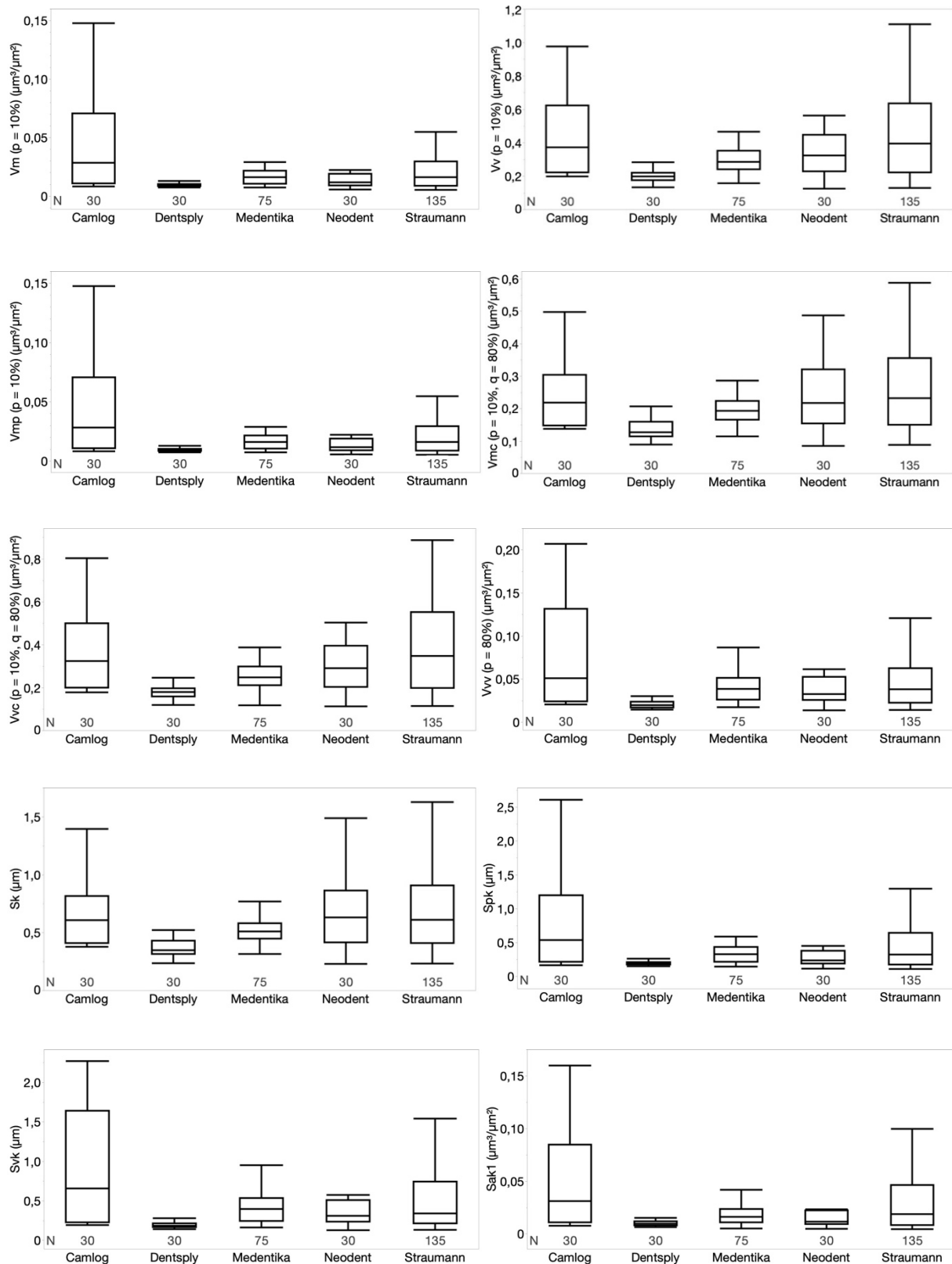


Abbildung A 22: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil II

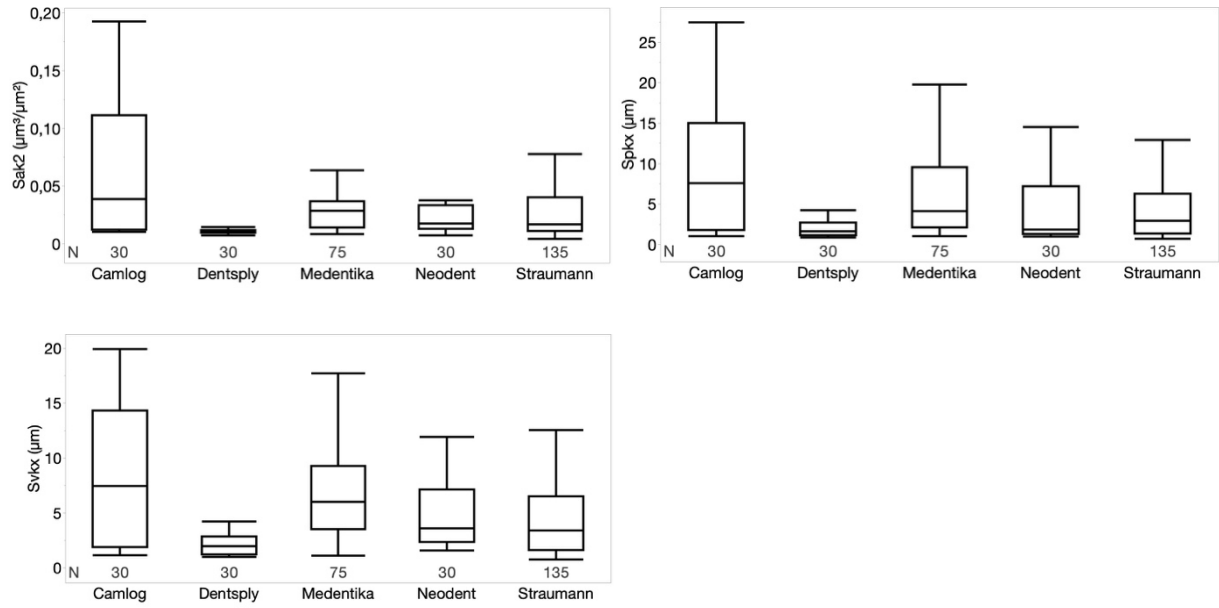


Abbildung A 23: Rauheitsparameter zwischen den Herstellern Teil III

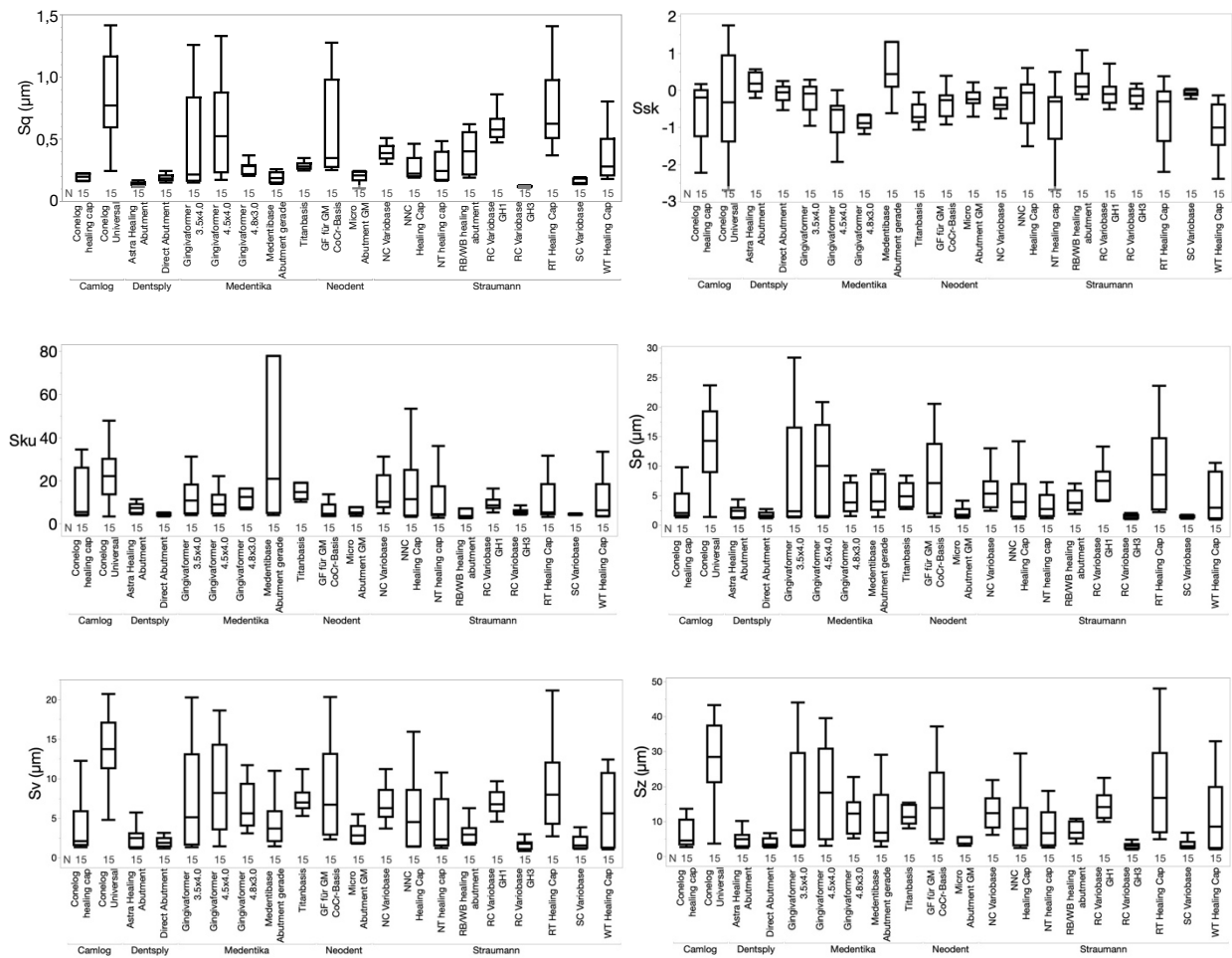


Abbildung A 24: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil I

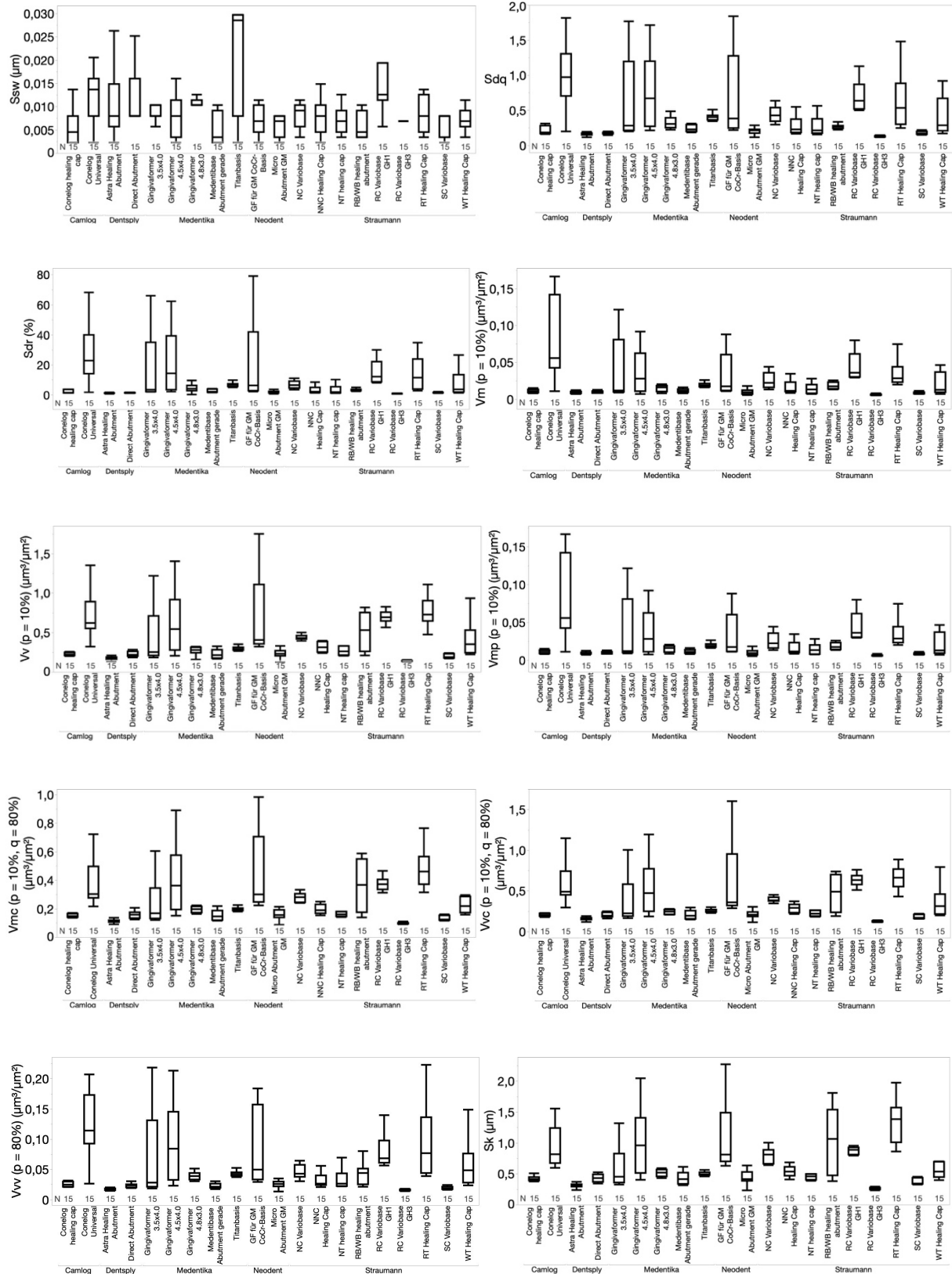


Abbildung A 25: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil II

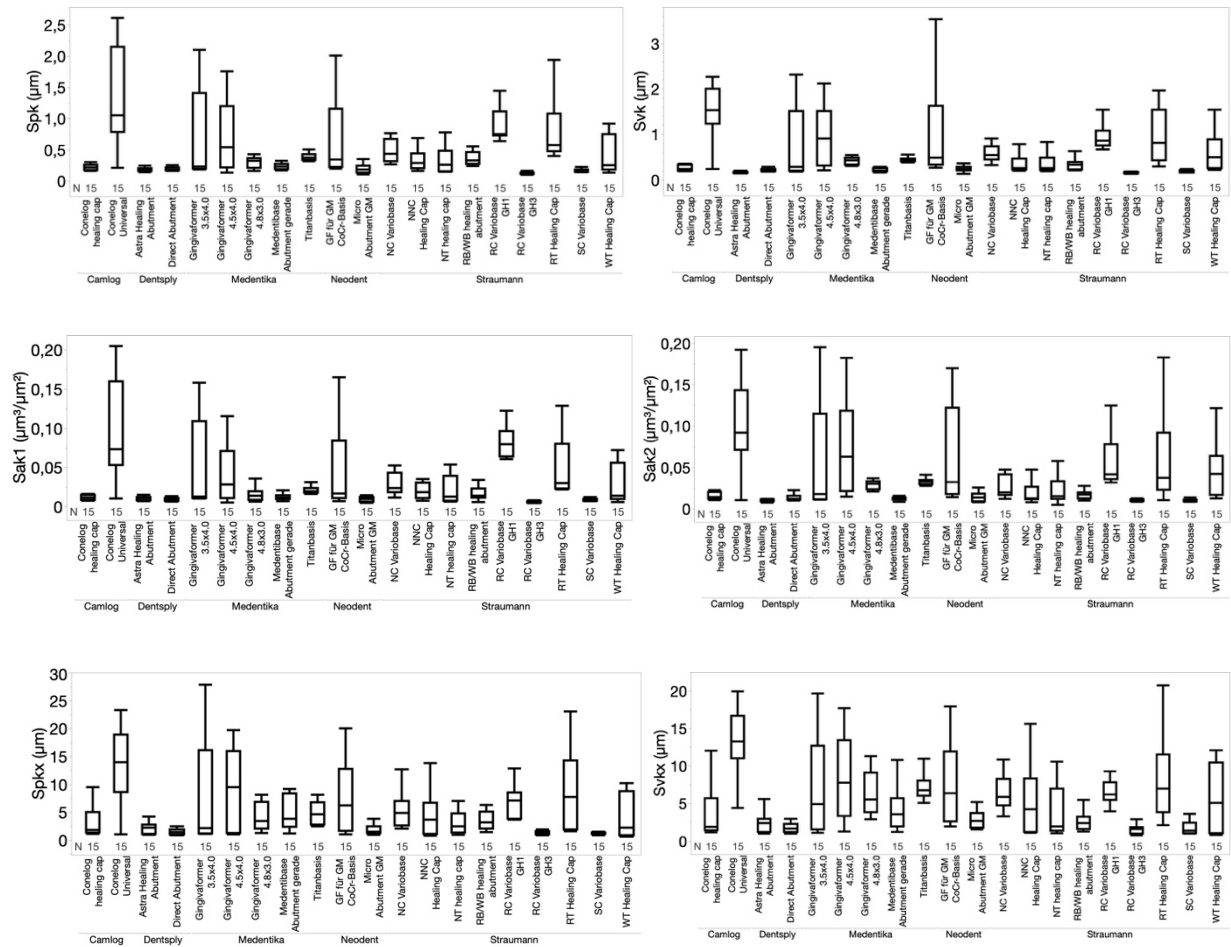


Abbildung A 26: Rauheitsparameter Titan innerhalb der Hersteller Teil III

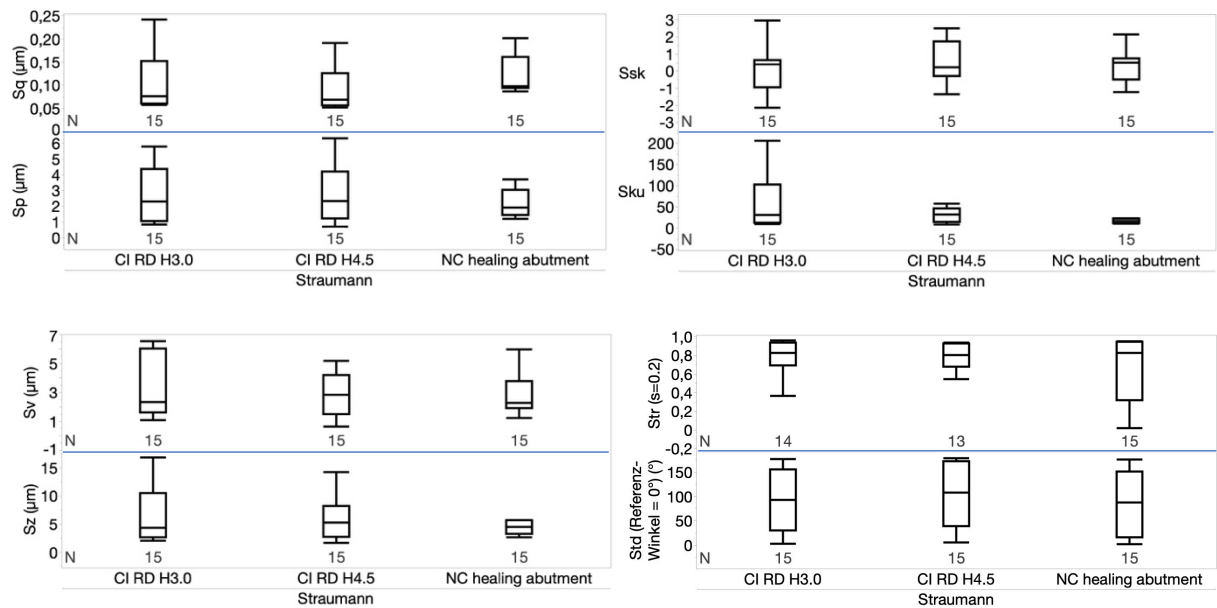


Abbildung A 27: Rauheitsparameter Zirkonoxid-Prüfkörper Teil I

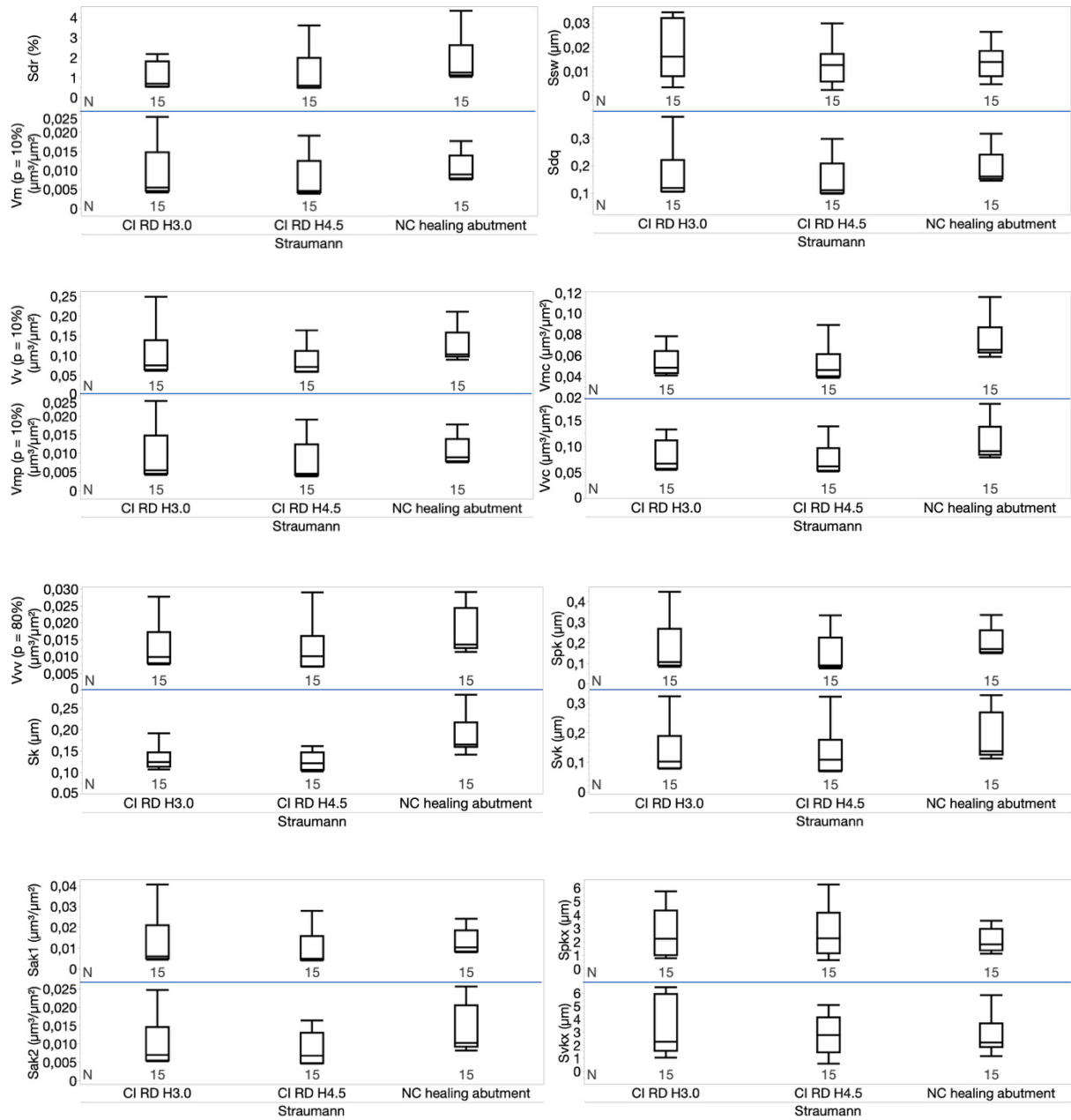


Abbildung A 28: Rauheitsparameter Zirkonoxid-Prüfkörper Teil II

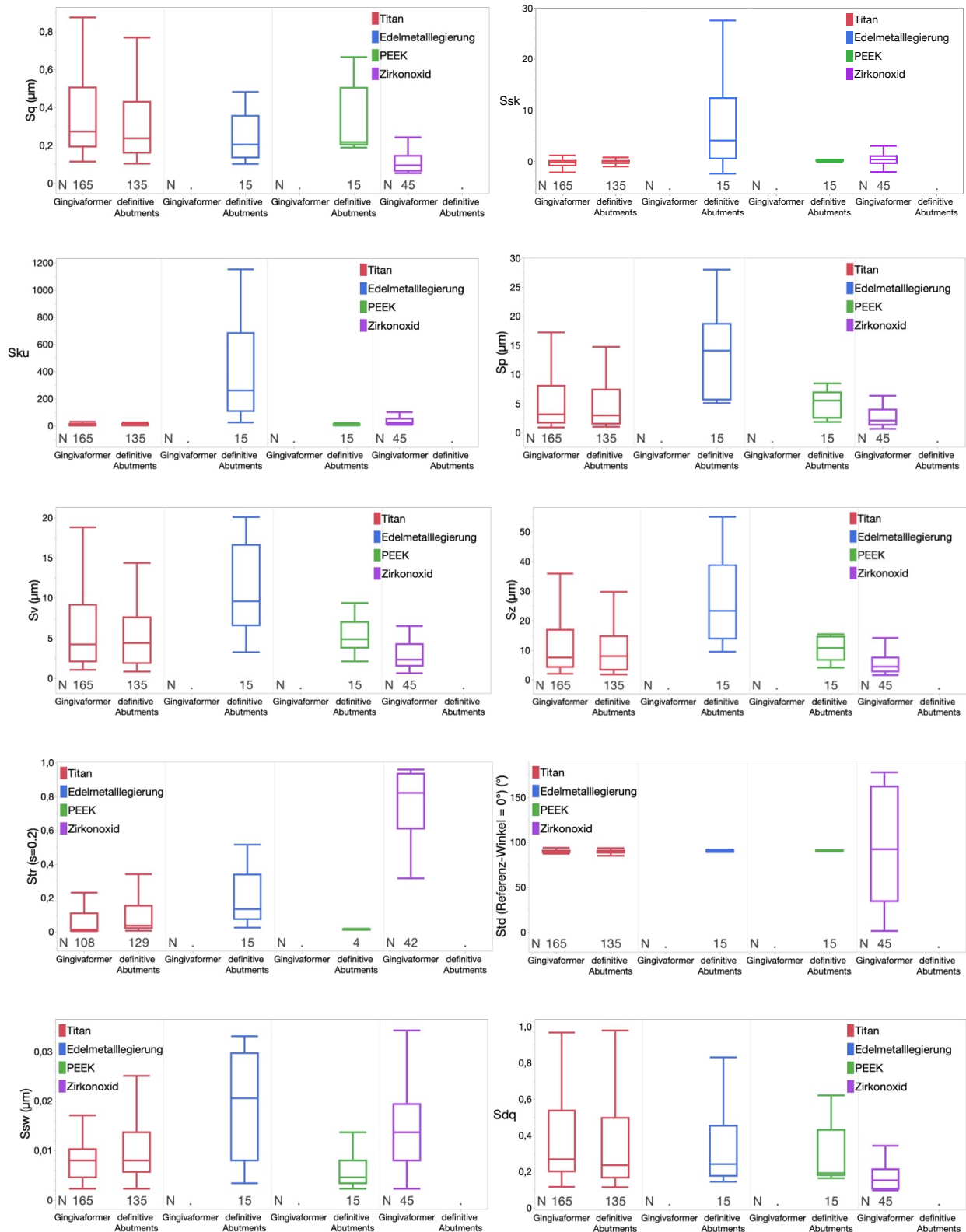


Abbildung A 29: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil I

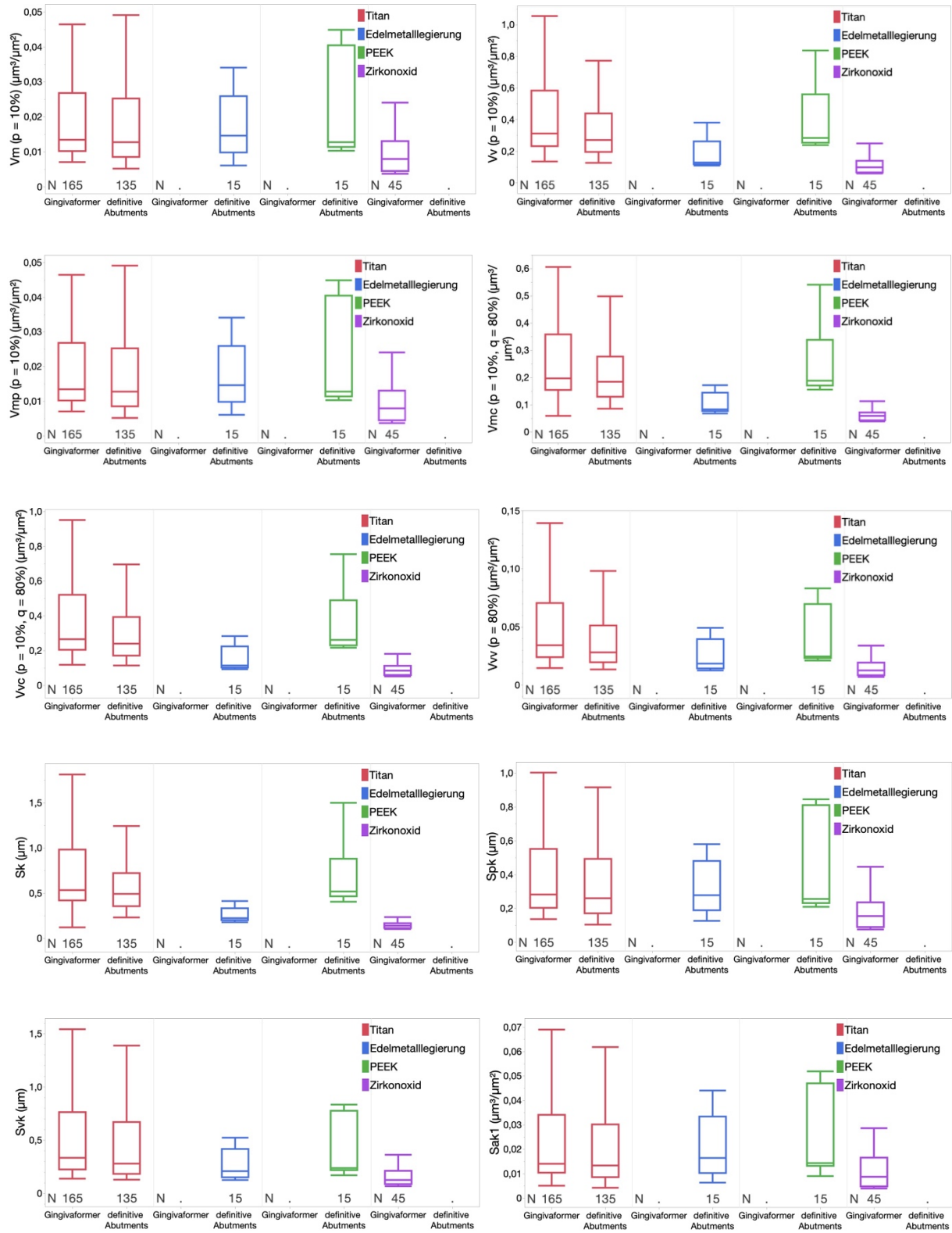


Abbildung A 30: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil II

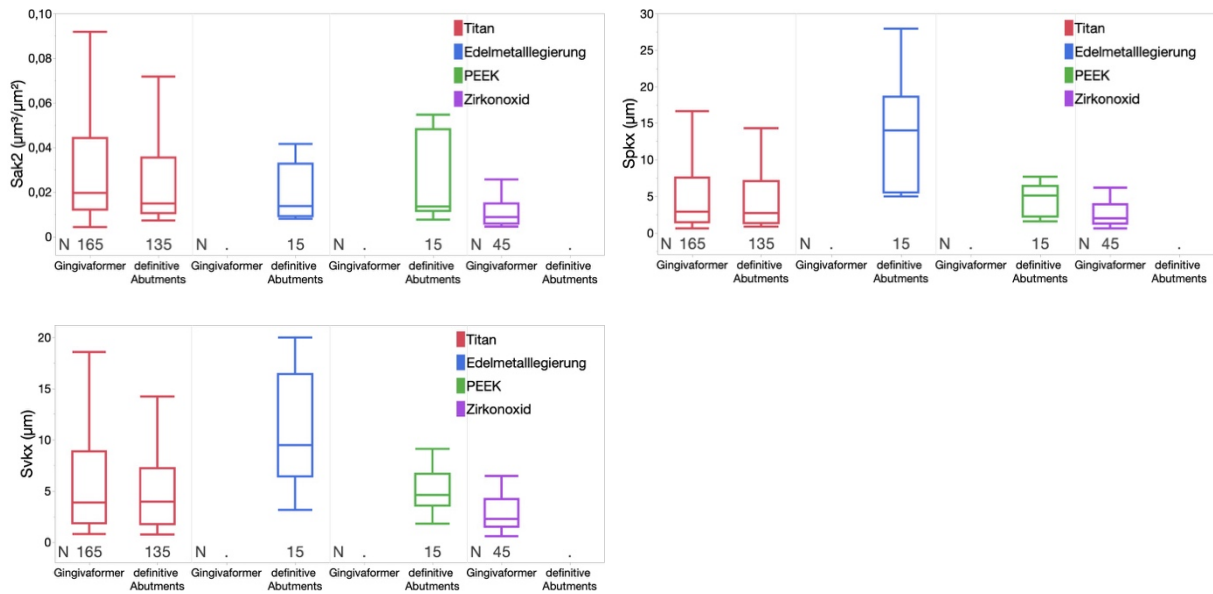


Abbildung A 31: Rauheitsparameter zwischen den Abutmenttypen Teil III

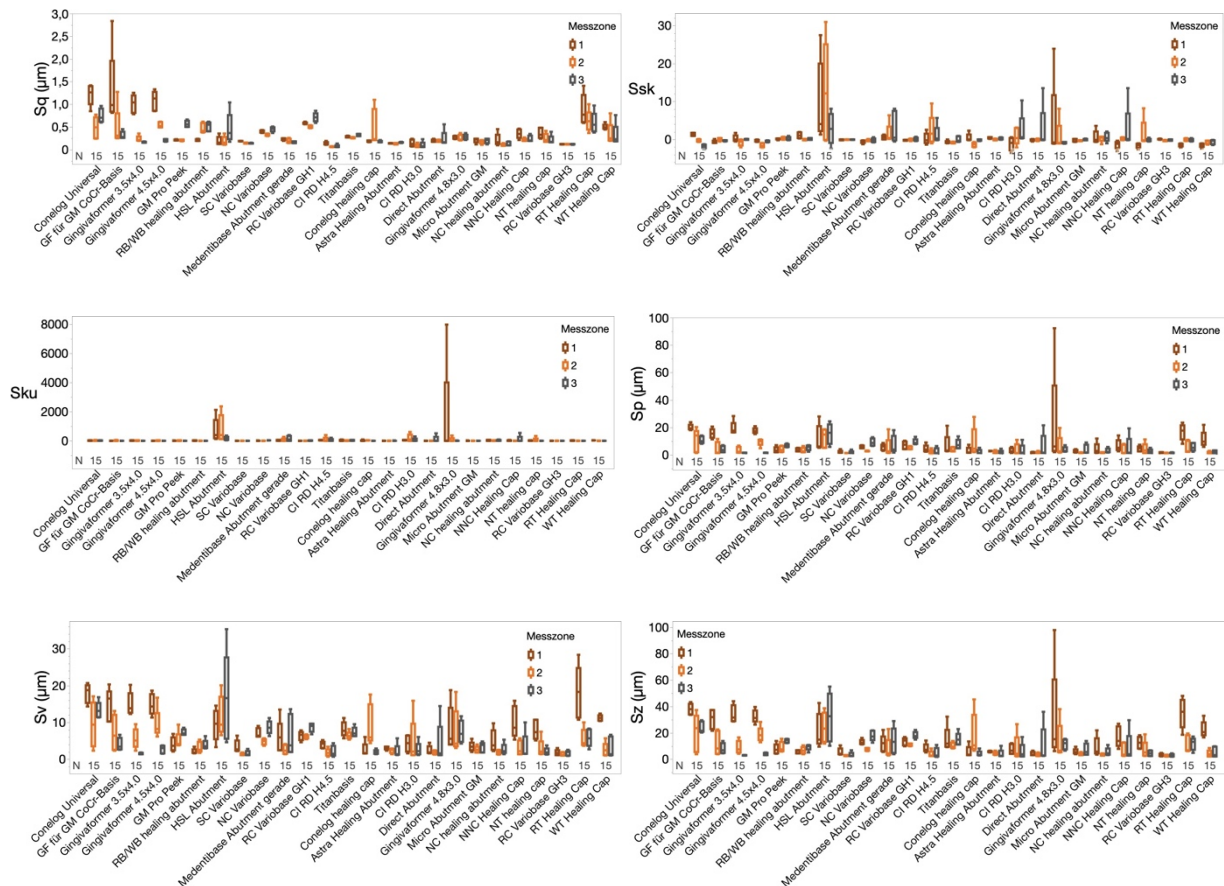


Abbildung A 32: Rauheitsparameter zwischen den Messzonen Teil I

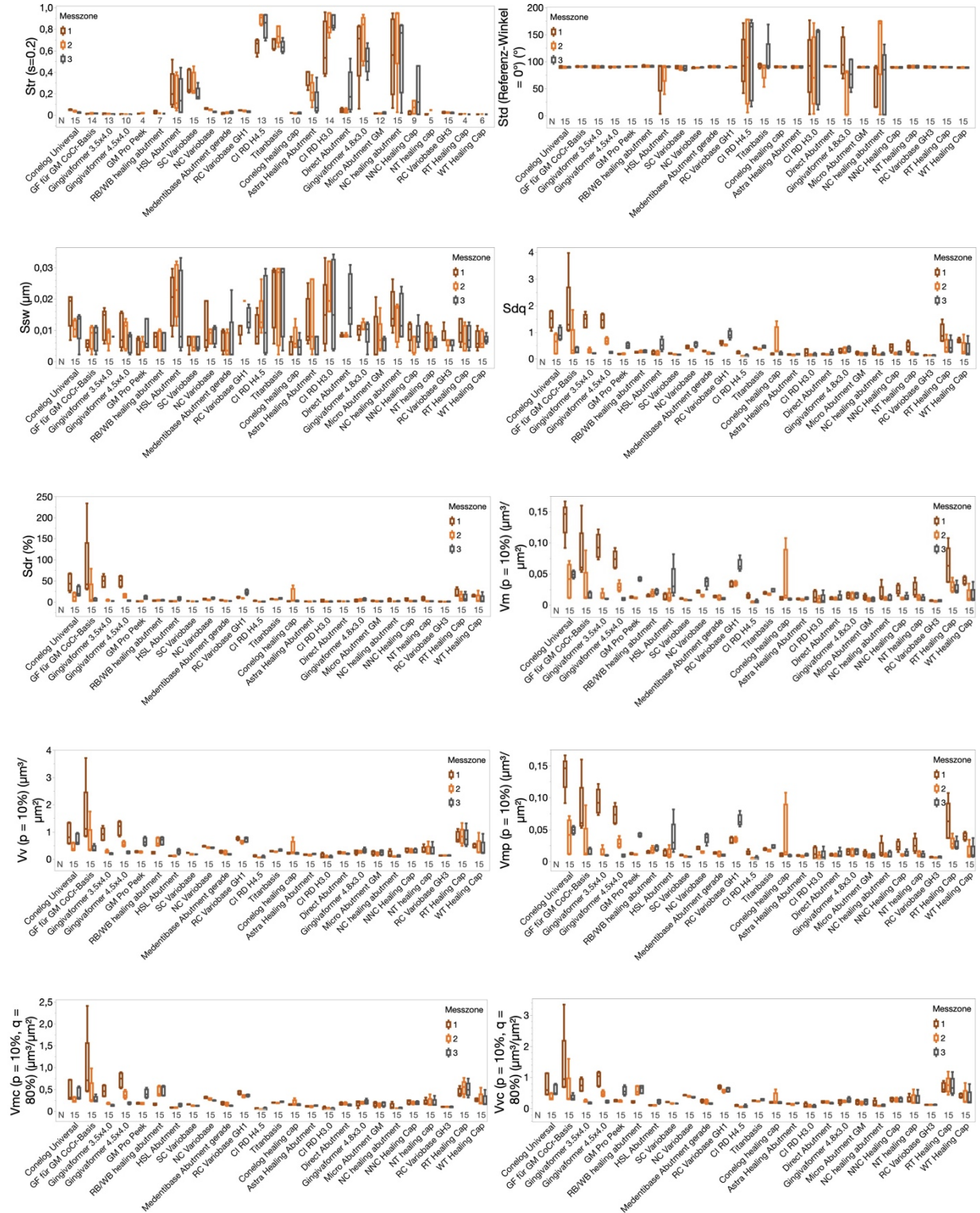


Abbildung A 33: Rauheitsparameter zwischen den Messzonen Teil II

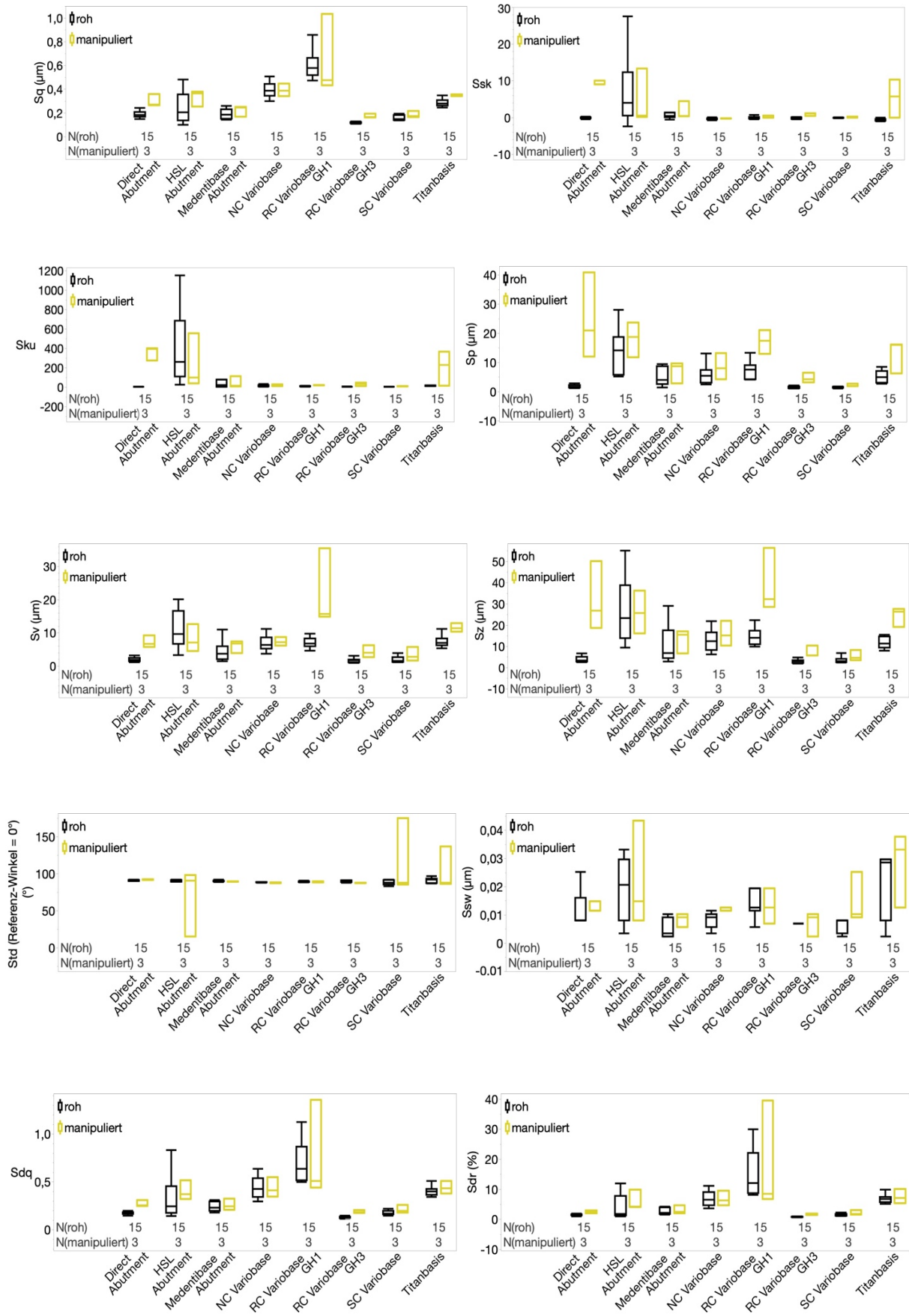


Abbildung A 35: Rauheitsparameter sonderter Prüfkörper Teil I

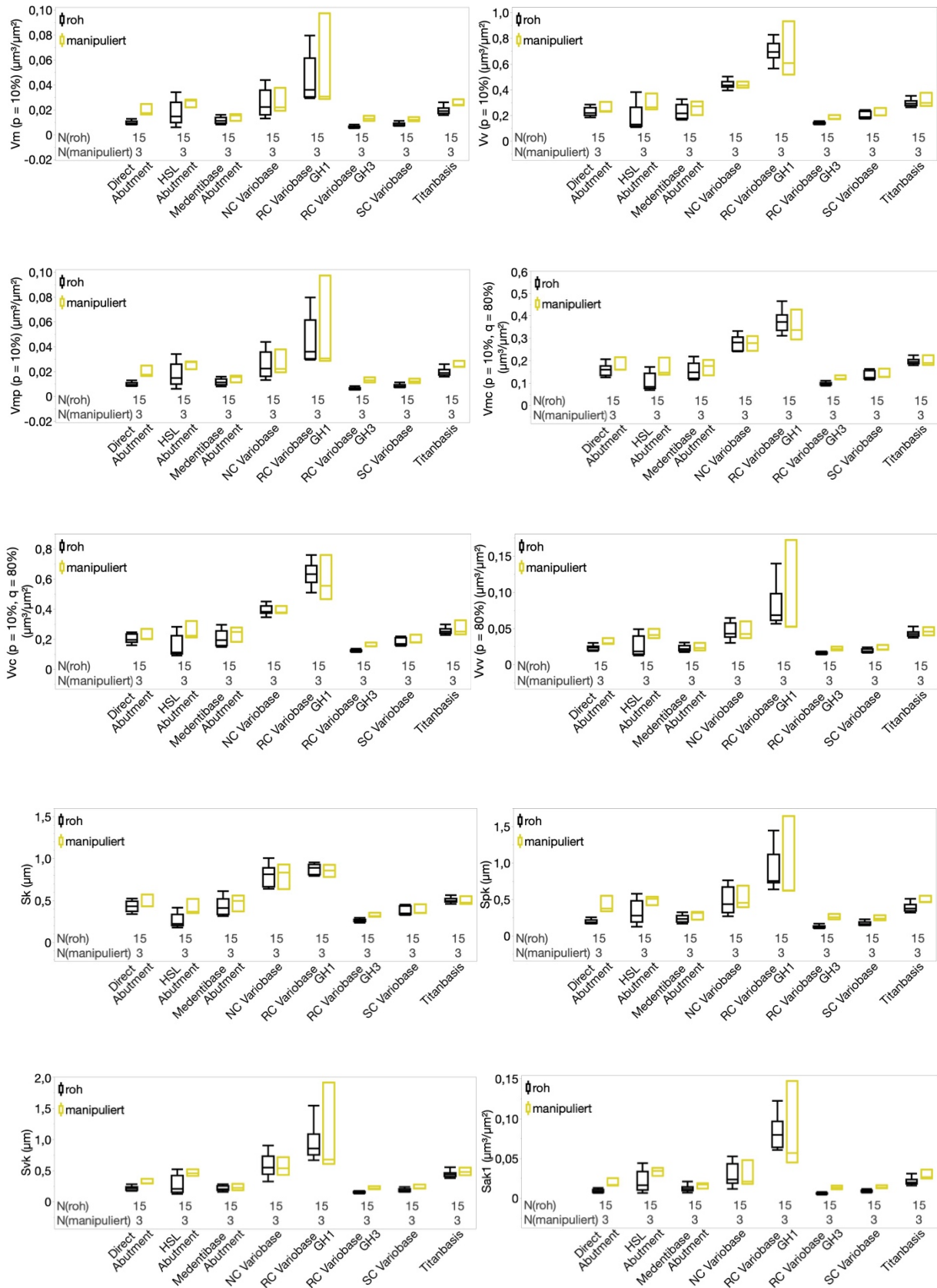


Abbildung A 36: Rauheitsparameter sonderter Prüfkörper Teil II

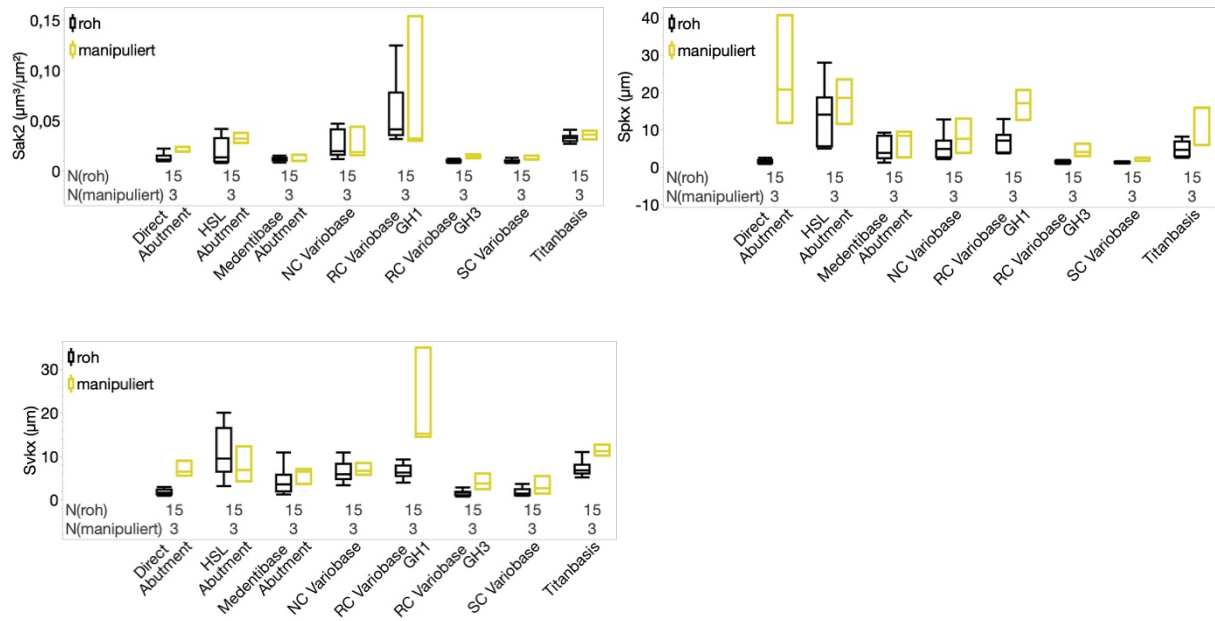


Abbildung A 37: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil III

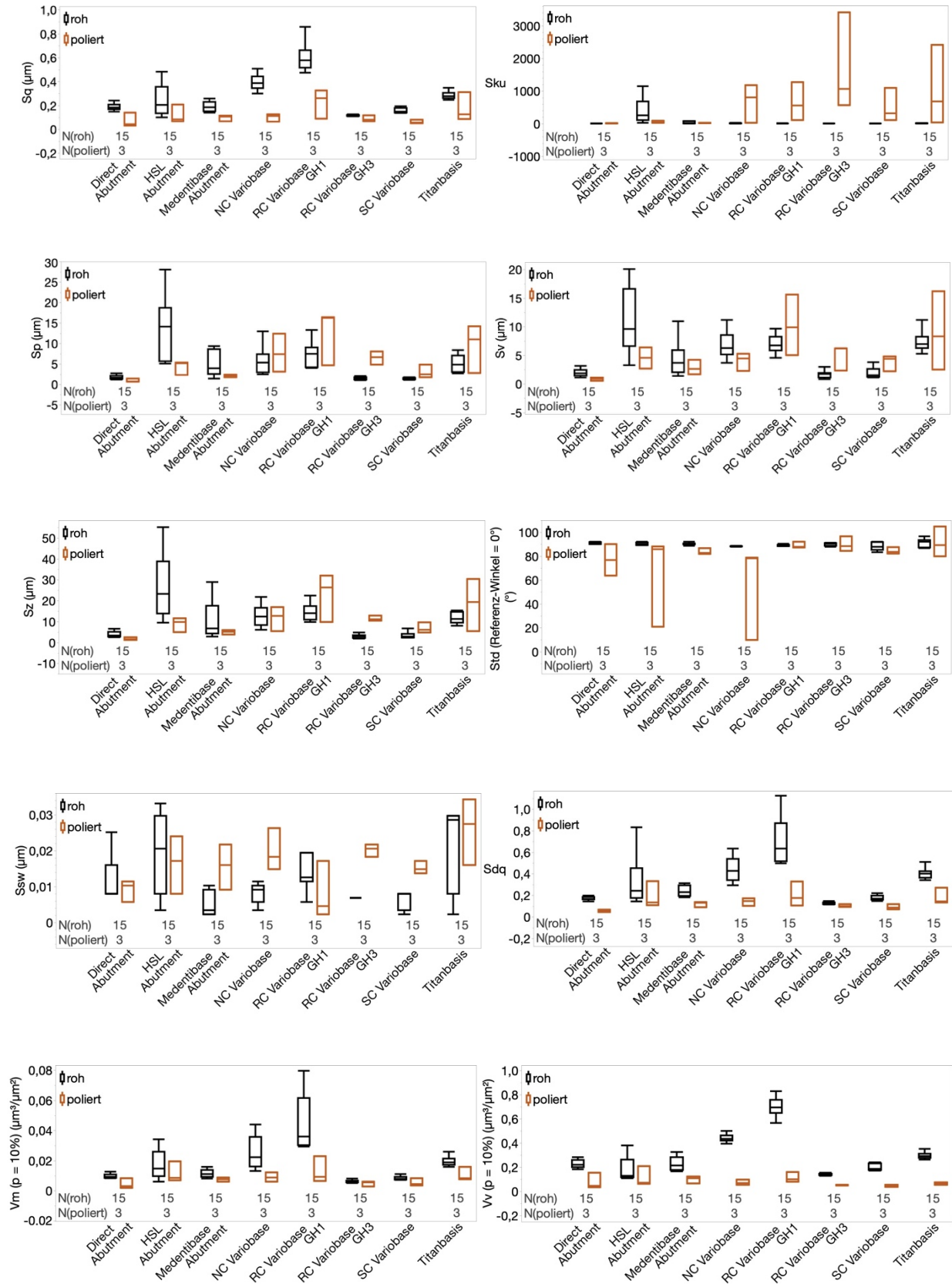


Abbildung A 38: Rauheitsparameter polierter Prüfkörper Teil I

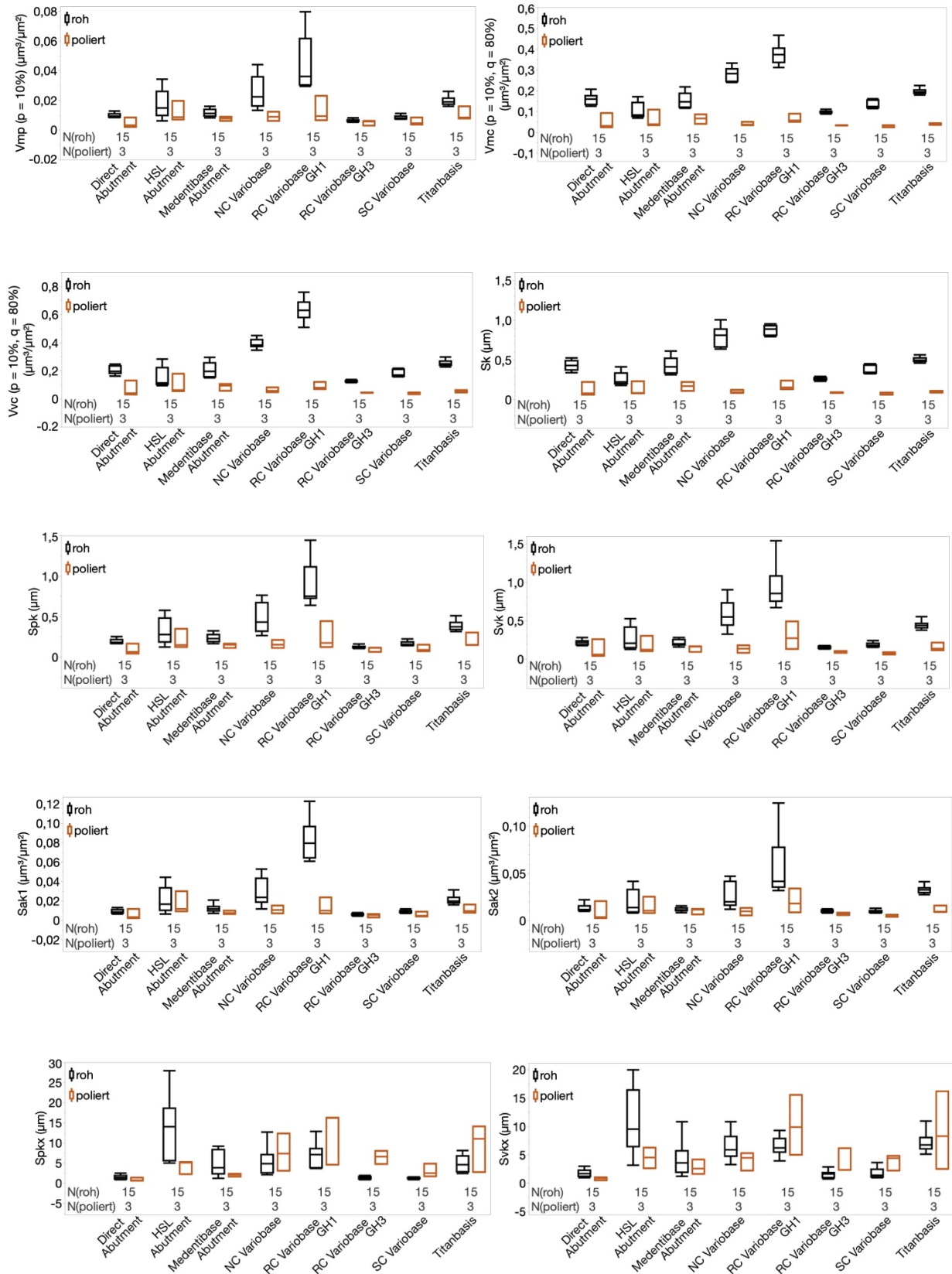


Abbildung A 39: Rauheitsparameter sondierter Prüfkörper Teil II