

Persönliche PDF-Datei für

Peter Gehrke, Carsten Fischer, Kai Schmenger, Jochen Dinkel,  
Octavio Weinhold, Günter Dhom

Mit den besten Grüßen vom Georg Thieme Verlag

[www.thieme.de](http://www.thieme.de)

## Oberflächengüte von CAD/CAM- gefrästen Implantatstegen aus Titan und Kobalt-Chrom

**DOI** 10.1055/a-1277-2646

ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 2020; 129:  
551–563

Dieser elektronische Sonderdruck ist nur für die Nutzung zu nicht-kommerziellen, persönlichen Zwecken bestimmt (z. B. im Rahmen des fachlichen Austauschs mit einzelnen Kollegen und zur Verwendung auf der privaten Homepage des Autors). Diese PDF-Datei ist nicht für die Einstellung in Repositorien vorgesehen, dies gilt auch für soziale und wissenschaftliche Netzwerke und Plattformen.

**Verlag und Copyright:**

© 2020 by  
Georg Thieme Verlag KG  
Rüdigerstraße 14  
70469 Stuttgart  
ISSN 0044-166X

Nachdruck nur  
mit Genehmigung  
des Verlags

 **Thieme**

# Oberflächengüte von CAD/CAM-gefrästen Implantatstegen aus Titan und Kobalt-Chrom

Peter Gehrke, Carsten Fischer, Kai Schmenger, Jochen Dinkel, Octavio Weinhold, Günter Dhom

Die Fixierung von implantatgetragenen Zahnersatz auf CAD/CAM-gefertigten Stegen findet zunehmend Anwendung in der Implantatprothetik. Sowohl funktionelle als auch biologische Gesichtspunkte entscheiden über den Erfolg einer solchen Versorgung. Aus biologischer Sicht ist, wie bei Abutments und einteiligen Implantaten, der transmukosale Anteil des Stegs von besonderem Interesse, da er idealerweise die Anhaftung von Weichgewebe unterstützt, jedoch die mechanische Plaqueanlagerung minimiert. Funktionelle Stege sollten einen spannungsfreien Sitz und optimale Retentionseigenschaften besitzen. Beide Aspekte korrelieren direkt mit den Materialeigenschaften dieser Suprakonstruktionen. Trotz ihrer vermehrten klinischen Verwendung sind derzeit nur wenige Informationen über ihre Oberflächentopografie verfügbar. Der vorliegende Beitrag erläutert die Möglichkeiten zur Herstellung von CAD/CAM-generierten Implantatstegen und zeigt die aktuellen Ergebnisse zur Oberflächenrauheit und Charakterisierung dieser Suprakonstruktionen.

## Einleitung

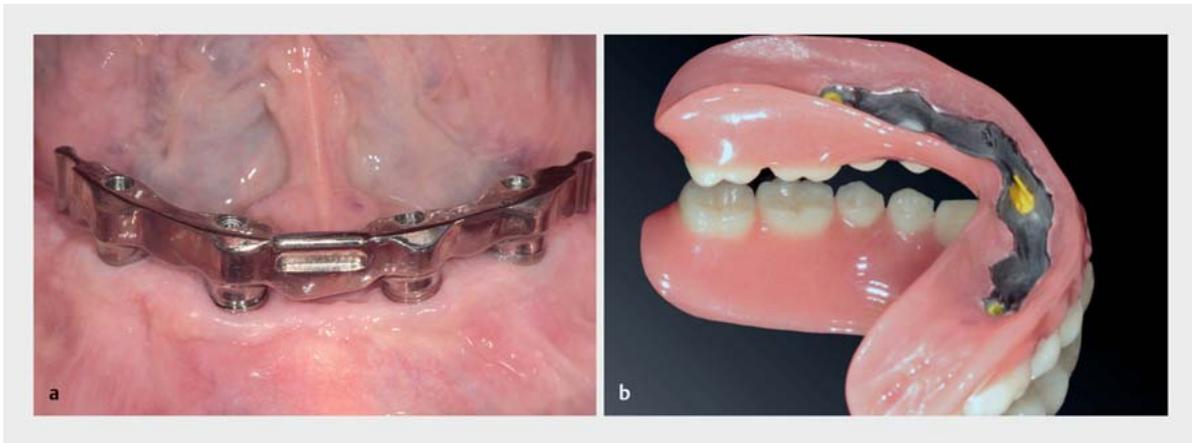
Neben konventionellen, schleimhautgetragenen Totalprothesen gehören implantatgestützte, herausnehmbare Konstruktionen zu den klassischen Versorgungen des unbezahnten Kiefers. Letztere finden seit den 1980ern Anwendung [1]. Die Kombination aus erhöhter Prothesenstabilität und der Möglichkeit, den Zahnersatz außerhalb des Mundes zu reinigen, ist bei haptisch eingeschränkten und älteren Patienten, deren Fähigkeit zur optimalen Mundhygiene abnimmt, ein entscheidendes Kriterium für die Wahl einer solchen Versorgung [2].

Sowohl für den Unter- als auch für den Oberkiefer sind die Erfolge solcher Versorgungen in der Literatur beschrieben [3,4] und werden durch Untersuchungen zur Patientenzufriedenheit bestätigt [5]. Speziell im Unterkiefer ist die implantatgetragene Prothese eine häufige, verlässliche und vorhersagbare Behandlungsart [4,6]. Je nach Versorgung sind für diese Indikation Erfolgsraten von 92–100% (auf 2 Implantaten) und 97,7–100% (auf 4 Implantaten) dokumentiert [7–9].

Bei den Verbindungselementen findet man neben der Befestigung der Sekundärstruktur über einzelne Elemente wie Locatoren, Kugelköpfe, Magnete oder Teleskope häufig auch eine starre Stegverbindung. Steggeschiebekonstruktionen weisen hohe Haltekräfte auf und scheinen aufgrund ihrer starren Lagerung zu einer Verringerung

von prothetischen Komplikationen zu führen [10–12]. Durch die primäre prothetische Verblockung der stützenden Implantate werden Mikrobewegungen reduziert und das Risiko eines Implantatverlustes minimiert. Langzeituntersuchungen deuten darauf hin, dass steggestützte Deckprothesen weniger prothetische Nachsorge als andere Befestigungsarten erfordern. Stegkonstruktionen können in verschiedenen Geometrien produziert werden. Darunter fallen Rundstege, Preci-Horix-Stege, Dolder-Steg-Verbindungen, Dolder-Steg-Attachments sowie frei gestaltbare Stegformen. Lange Zeit galten gelötete, geschweißte oder gegossene Stege als das Standardbefestigungssystem in der implantatgetragenen Versorgung des Ober- und Unterkiefers. Da es bei diesen konventionellen Versorgungen bedingt durch den Gießprozess zu Schrumpfungen, Expansionen und Einschlüssen kommen kann, müssen diese häufiger getrennt, intraoral verklebt und anschließend verlötet oder verlasert werden, um einen spannungsfreien Sitz zu gewährleisten [13].

Um dem Anspruch nach erhöhter Passgenauigkeit gerecht zu werden, begann um die Jahrtausendwende die Entwicklung von CNC-gefrästen Stegen (CNC: Computerized Numerical Control) [14]. Mittlerweile wird die ursprünglich für festsitzende prothetische Lösungen wie Kronen, Inlays und Onlays etablierte CAD/CAM-Technologie (CAD/CAM: Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) auch für mehrgliedrige Brückengerüste, Totalprothesen und Stegkonstruktionen verwendet



► **Abb. 1** a und b CAD/CAM-gefräster Steg in situ und korrespondierende Suprakonstruktion.

[15, 16]. Die so produzierten Produkte versprechen eine hohe Stabilität, spannungsfreien Sitz, Kompatibilität mit vielen Implantatsystemen, Flexibilität in Therapie- und Designauswahl sowie eine hohe Präzision im Vergleich zu herkömmlich produzierten Stegkonstruktionen [17, 18]. Dank der präzisen Anpassung der ebenfalls CAD/CAM-gefrästen herausnehmbaren Sekundärstruktur erreichen CAD/CAM-Steg-Konstruktionen eine ähnliche Steifigkeit wie festsitzende Versorgungen und gewährleisten darüber hinaus einen angemessenen Zugang zu hygienischen Zwecken (► **Abb. 1**).

Die Herstellung von CAD/CAM-Stegen aus einem einzigen homogenen Block verhindert die Gefahr von Einschlüssen, Materialausdehnungen und -schrumpfungen, die bei Gussobjekten beschrieben werden, und kann somit deren Komplikationsrate verringern. Während bei konventionellen, meist gelöteten oder geschweißten Konstruktionen Brüche an Nahtstellen, Prothesenverformungen, Schraubenbrüche oder -lockerungen häufig auftreten, sind diese Komplikationen bei CAD/CAM-gefertigten Stegen seltener beschrieben. Klinisch zeigen CAD/CAM-gefertigte Titanstege signifikant niedrigere Bruchraten der distalen Extensionen sowie der Matrizen im Vergleich zu analog gefertigten Stegen aus Gold [19]. Übliche Versagensgründe wie Korrosion, gefolgt von Korrosionsermüdung herkömmlich hergestellter Stege entfallen für die CAD/CAM-Konstruktionen.

CNC-gefräste Titan- oder Kobalt-Chrom-Gerüste können somit als Alternative zu herkömmlichen Gussstücken im zahnlosen Kiefer angesehen werden und weisen über einen Zeitraum von 10 Jahren gute klinische Eigenschaften auf [20, 21]. Während Jemt et al. 1999 hinsichtlich der Präzision noch vergleichbare Abweichungen von 3–80 µm zwischen konventionellen und CAD/CAM-produzierten Konstruktionen zeigten, waren die Unterschiede

so gefertigter Stege im Vergleich mit gelöteten Goldstegen in einer Studie von Katsoulis et al. 2013 signifikant günstiger [14, 18]. Auch In-vitro-Untersuchungen mit CNC-gefrästen Implantat-Suprakonstruktionen zeigten, dass die erreichbare Präzision derartiger Konstruktionen mit mittleren Spaltbreiten zwischen 18 und 27 µm besser ist als die Passgenauigkeit, die mit gegossenen Edelmetallgerüsten erreicht werden kann [22, 23]. Eine eindeutige Definition der akzeptablen Präzisionsabweichungen, steht jedoch bisher nicht zur Verfügung.

Dem Anspruch und Versprechen der Herstellerfirmen folgend, sollen CAD/CAM-gefertigte Stege ohne weitere manuelle Verarbeitung klinisch verwendet und eingegliedert werden können. Im Unterschied zu CAD/CAM-gefertigten Kronengerüsten, Abutments, Brücken- oder Prothesenbasen, die in der Regel einer verfahrensbedingten Nach- bzw. Weiterverarbeitung im Labor bedürfen (z. B. Schleifen, Polieren oder Verblenden), wären CAD/CAM-Stege damit „fertige“ oder „ready-to-use“ Produkte. Implantatgetragene CAD/CAM-Stege oder Teile davon stehen in direktem Kontakt mit der Mundschleimhaut und den periimplantären Geweben. Entsprechend beeinflussen ihre Biokompatibilität, freie Oberflächenenergie, Materialstruktur, Form und Oberflächenqualität die Weichgewebsreaktionen. Für optimale Ergebnisse sollte deren Oberflächenmorphologie die Anhaftung von Weichgewebe im transmukosalen Bereich begünstigen und gleichzeitig die Plaque- und Bakterienretention minimieren, um entzündliche Prozesse der periimplantären Gewebe zu vermeiden. Der Zusammenhang zwischen Oberflächenrauheit und bakterieller Adhäsion an trans- und submukosalen Strukturen konnte von verschiedenen Autoren gezeigt werden [24, 25]. Studien deuten darauf hin, dass eine mittlere Rauheit von  $R_a = 0,2 \mu\text{m}$  als Schwellenwert angenommen werden kann. Oberflächen, die diese Rauheitsschwelle überschreiten, haben ein erhöh-

► **Tab. 1** Untersuchte Stege mit Fertigungsort. Sortiert nach Material und Hersteller.

Nr.	Ort der Produktion	Hersteller	Produkt	verwendetes Material	Abkürzung
1	Labor	Amann Girrbach AG	ceramill® m-bar	CoCr	LAC
2	Zentrale Produktion	BEGO	milled bar	CoCr	ZBC
3	Zentrale Produktion	CAMLOG	DEDICAM®	CoCr	ZCC
4	Labor	DATRON	NEM bar	CoCr	LDC
5	Zentrale Produktion	Dentsply Sirona	ATLANTIS™ ISUS	CoCr	ZDC
6	Zentrale Produktion	Zirkonzahn	CAD/CAM bar	CoCr	ZZC
7	Labor	DATRON	Titanium bar	Ti	LDT
8	Zentrale Produktion	Straumann	Creatch® bar	Ti	ZST



► **Abb. 2** a und b Beispiele der CAD-Planung und des fertigen CAM-gefrästen Stegs.

tes Plaque- und Bakterien-Retentionsrisiko [25,26]. Die Rauheit sollte im transmukosalen Bereich jedoch nicht kritisch unterhalb dieser Schwelle liegen, um die Anhaftung von Weichgewebe zu erleichtern und den Verlust der Weichgewebsbarriere zu vermeiden [27].

Während es zahlreiche Untersuchungen zur Klassifikation, Morphologie und optimalen Oberflächenrauheit des enossalen und transmukosalen Anteils von Implantaten gibt, liegen bisher keine verlässlichen Informationen über die Auswirkung von Oberflächenqualität, Topografie und Rauheit von industriell hergestellten CAD/CAM-Kobalt-Chrom- oder Titanstegen auf das periimplantäre Weichgewebe vor [28–30]. Ziel unserer Bemühungen war es daher, die Oberflächentopografie von CAD/CAM-Kobalt-Chrom- oder titangefertigten Stegen unterschiedlicher Hersteller an definierten Regionen (ROI) mittels profilometrischer Analyse zu charakterisieren [31]. Ferner wurden die unterschiedlichen Stege nach der CAD/CAM-Produktion einer makroskopischen Bewertung durch erfahrene Zahntechniker unterzogen, die den zusätzlich notwendigen Arbeitsaufwand einschätzen sollten, um

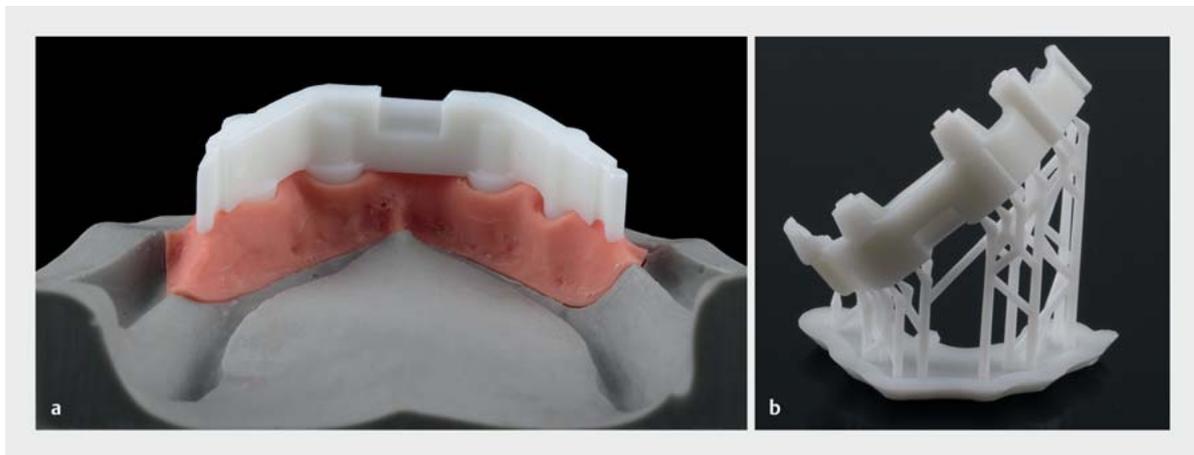
eine klinisch akzeptable Oberflächengüte durch manuelle Nachpolitur zu erreichen.

## Material und Methoden

Für diese In-vitro-Studie wurden 6 CAD/CAM-Kobalt-Chrom-(CoCr-) und 2 Titanstege (Ti) verschiedener Hersteller untersucht (► **Tab. 1**). Alle Konstruktionen basierten auf ein und demselben Studienmodell und wurden entweder im Labor oder in einem zentralen Fertigungszentrum produziert (► **Abb. 2**).

## Meistermodell und Stegherstellung

Im Rahmen einer kontrollierten Laborstudie wurde ein Meistermodell aus Kunststoff, das einen unbezahnten Unterkiefer darstellt, verwendet (Studienmodell-Set Z1 grau, Wichnalek E-shop, Augsburg, Deutschland). Eine Wachsaufstellung mit konfektionierten Prothesenzähnen diente zur korrekten Lagebestimmung der Implantatinsertion im Meistermodell. Vier Implantatanaloga mit einem Durchmesser von 4,3 mm und Tube-in-Tube-Verbindung (Camlog, Wimsheim, Deutschland) wurden in-



► **Abb. 3** a und b 3-D-Druck der Stegkonstruktion.



► **Abb. 4** a und b Fotomontage mit Ausschnitten aller untersuchten gefrästen Stege von basal. \* markiert die aus Titan gefertigten Stege.

seriert und mit Resinkunststoff (GC Pattern Resin, Leuven, Belgien) in den FDI-Positionen 34, 32, 42, 44 fixiert. Ein einteiliger, individueller Steg mit bilateralen, distalen Extensionen von 7 mm Länge und 2 Preci-Vertix Halteelementen sowie 2 distalen runden Stabgeschieben (Ceka, Hannover, Deutschland) wurde als Suprakonstruktion gewählt.

Die Achsen der beiden Implantate in der lateralen Schneidezahnposition wurden parallel ausgerichtet, während die beiden posterioren Implantate in der Sagittalebene um etwa 20° abgewinkelt wurden. Abdruckpfosten für die geschlossene Löffeltechnik wurden aufgeschraubt und das Meistermodell wurde 8-mal unter Verwendung von Vinyl-Polysiloxan (R-SI-LINE Dublier 22, R-Dental, Hamburg, Deutschland) dupliziert, um die notwendigen Arbeitsmodelle herzustellen. Zusätzlich wurden Scan

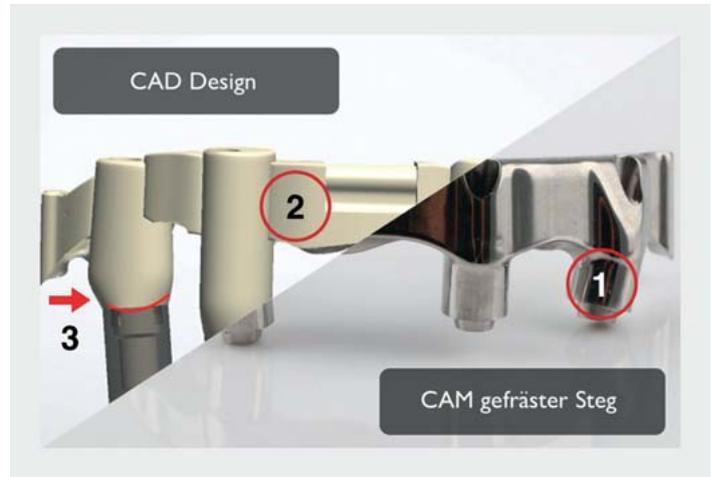
Flags (Camlog, Wimsheim, Germany) in die Implantat-analoge des Meistermodells gesetzt und deren Position digital erfasst. Auf der Basis des Virtual Computer-Aided Designs (CAD) (3Shape D800 Scanner und CAD-Software Dental Designer, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurden 3-D-gedruckte Kunststoffstege (Dental SG Resin, Form 2 Desktop SLA 3D-Drucker, Formlabs GmbH, Berlin, Deutschland) (► **Abb. 3**) hergestellt und zusammen mit den digitalen CAD-Stegdaten (.dcm 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) an das jeweilige Produktionszentrum für den Fräsprozess gesendet. Um den individuell bevorzugten Herstellungsprozess zu berücksichtigen, wurden sowohl analoge als auch digitale Arbeitsunterlagen an die teilnehmenden Produktionszentren versandt. Alle Stege wurden entweder lokal oder zentral mithilfe von CNC-5-Achs-Fräsmaschinen hergestellt (► **Abb. 4**).

## Makroskopische Beurteilung/Bewertung durch die Zahntechniker

Nach der CAD/CAM-Produktion wurden die Stege von 8 Zahntechnikern, die mehr als 10 Jahre Berufserfahrung hatten, einer subjektiven makroskopischen Sichtprüfung unterzogen. Hierzu standen diesen hochauflösende Bilder aus verschiedenen Perspektiven auf einer Online-Plattform zur Verfügung. Um den notwendigen zusätzlichen zahntechnischen Aufwand vor der klinischen Eingliederung zu bewerten, sollten die Zahntechniker in einem speziell dafür entwickelten Fragebogen dokumentieren, welcher zeitliche Aufwand nötig wäre, um ein klinisch akzeptables Produkt zu erhalten. Für die Einschätzung des Zeitaufwands zur zusätzlichen manuellen Bearbeitung und Oberflächenpolitur standen 4 Zeitintervalle zur Verfügung: 0,0, 3,3, 5 und >5 Stunden. Zusätzlich sollte der Gesamteindruck zur Oberflächengüte der Stege mit dem deutschen Schulnotensystem (1 = sehr gut, 2 = gut, 3 = befriedigend, 4 = ausreichend, 5 = mangelhaft, 6 = ungenügend) bewertet werden.

## Profilometrische Beurteilung

Für die objektive mikroskopische Untersuchung wurden die Stege an 3 kritischen Stellen (Regions of Interest = ROI) untersucht: transmukosaler Stegbereich, labialer Stegbereich, basaler Implantatsteg-Plattformbereich (► **Abb. 5**). Die profilometrische Analyse wurde mittels eines Fokusvariations-Systems (Infinite Focus Standard G4, Alicona Imaging GmbH, Graz, Österreich) durchgeführt. Der Schwerpunkt der Profilometrie lag auf der 3-D-Messung der Oberflächenrauheit an den ROIs. Die mittlere Rauheit (Ra) und die Gesamthöhe wurden aus der 2-D-Messung als Amplitudenparameter bestimmt. Die aus der 3-D-Messung erhaltenen räumlichen Parameter waren die mittlere Oberflächenrauheit (Sa), die maximale Höhe der ausgewählten Oberfläche (Sz) und die relative raue Oberfläche (Sdr).



► **Abb. 5** Regions of Interest (ROI): 1. transmukosaler Stegbereich, 2. labialer Stegbereich, 3. basaler Implantatsteg-Plattformbereich.

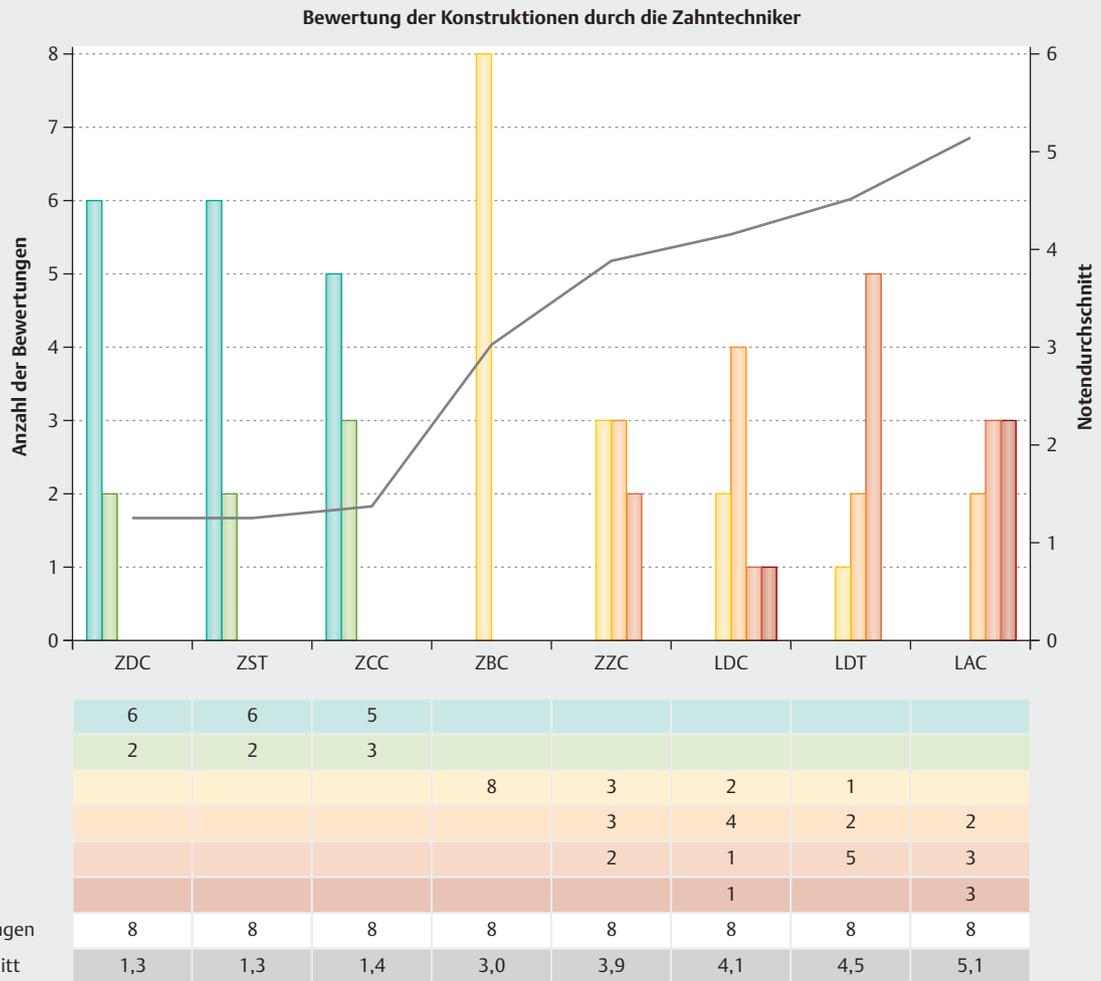
## Ergebnisse

### Makroskopische Beurteilung und Bewertung durch die Zahntechniker

► **Abb. 6** zeigt eine Übersichtsaufnahme aller untersuchten Stege jeweils von okklusal/lingual. ► **Abb. 7** und **Abb. 8** zeigen die Ergebnisse der Befragung der Zahntechniker. Drei der Stege wurden mit einer guten bis sehr guten Note bewertet (ZDC, ZST, ZCC). Diese vorteilhafte Bewertung findet sich auch in reduzierten Werten des geschätzten Nachbearbeitungsbedarfs wieder (► **Abb. 8**). Allein die Stege ZDC, ZST und ZCC werden hier auf eine nicht nötige Nachbearbeitung oder eine Nachbearbeitungszeit von im Mittel 0–3 Stunden geschätzt.



► **Abb. 6** Übersichtsdarstellung der untersuchten CAD/CAM-Stege auf dem Meistermodell von lingual.



► **Abb. 7** Bewertung der Konstruktionen mit dem deutschen Schulnotensystem durch die Zahntechniker.

### Objektive mikroskopische Beurteilung

► **Abb. 9**, **Abb. 10** und **Abb. 11** zeigen Farbaufnahmen bei 20-facher Vergrößerung der untersuchten Bereiche der 8 Stege.

### Transmukosale Region

Die mikroskopischen Bilder zeigen unterschiedlichen Bearbeitungsspuren der Werkzeuge im transmukosalen Bereich mit diffuser (\*isotroper) Struktur (LAC, ZDC), unregelmäßiger Struktur ( $\Delta$  ZCC, LDC) oder anisotroper Struktur (► **Abb. 9**). Ferner sind in diesem Ausschnitt Spuren einer weiteren Bearbeitung, wahrscheinlich durch Polieren des Herstellers, zu beobachten (ZCC, ZST).

### Labiale Region

Noch deutlicher sind die Polierspuren im labialen Bereich der untersuchten Stege. Hier treten die Bearbeitungsspuren der Fräse weiter in den Hintergrund, nur die LDC-, LDT-Stege und der ZCC-Steg lassen diese noch erkennen (► **Abb. 10**).

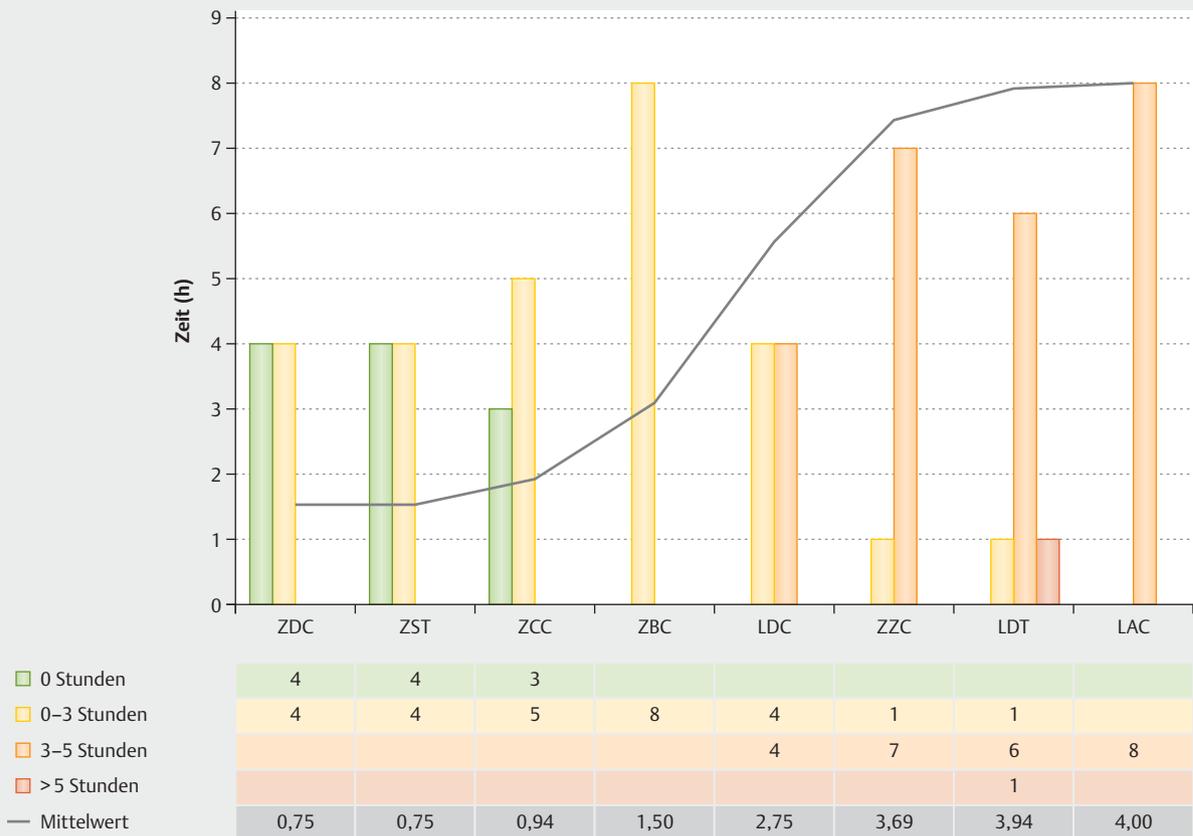
### Basale Region

Die basalen Implantatsteg-Plattformbereiche von ZCC und ZCC weisen stellenweise glattere Areale auf, deren Ursache unbekannt ist; sie könnten jedoch auf Poliermaßnahmen deuten. Alle weiteren Stege scheinen nach dem CAD/CAM-Prozess nicht weiter bearbeitet worden zu sein (► **Abb. 11**).

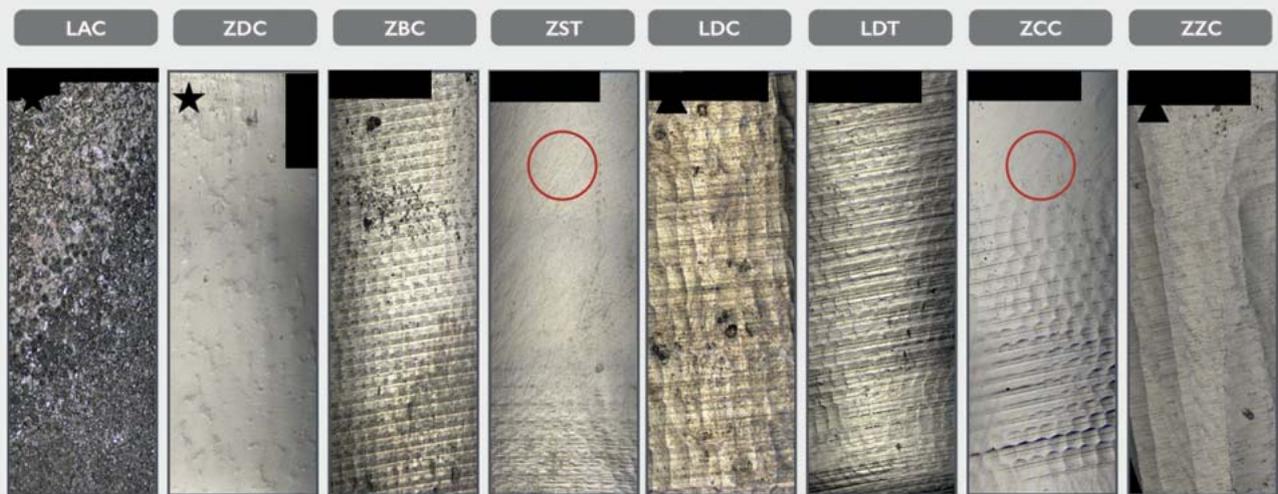
### Profilometrische Beurteilung

► **Abb. 12** und **Tab. 2** zeigen die Sa-Werte der Stege an den untersuchten Bereichen sowie die Mittelwerte mit Standardabweichung. Ferner sind die aus der Literatur bekannten Grenzwerte zu sehen. Insgesamt lagen die mittleren Höhen aller Bereiche (Sa) zwischen  $0,25 \mu\text{m}$  (ZST) und  $1,68 \mu\text{m}$  (LAC). Es fällt auf, dass der Steg von LAC eine bis zu 6-fach höherer Rauheit aufwies. Vergleicht man die Regionen untereinander, so zeigen die Stege ZDC ( $SD = \pm 0,02$ ) und LDT ( $SD = \pm 0,02$ ) eine vergleichbare Rauheit in allen 3 Bereichen, wohingegen die anderen Konstruktionen in den Sa-Werten der Regionen

### Bewertung des manuellen Nachbearbeitungsbedarfs



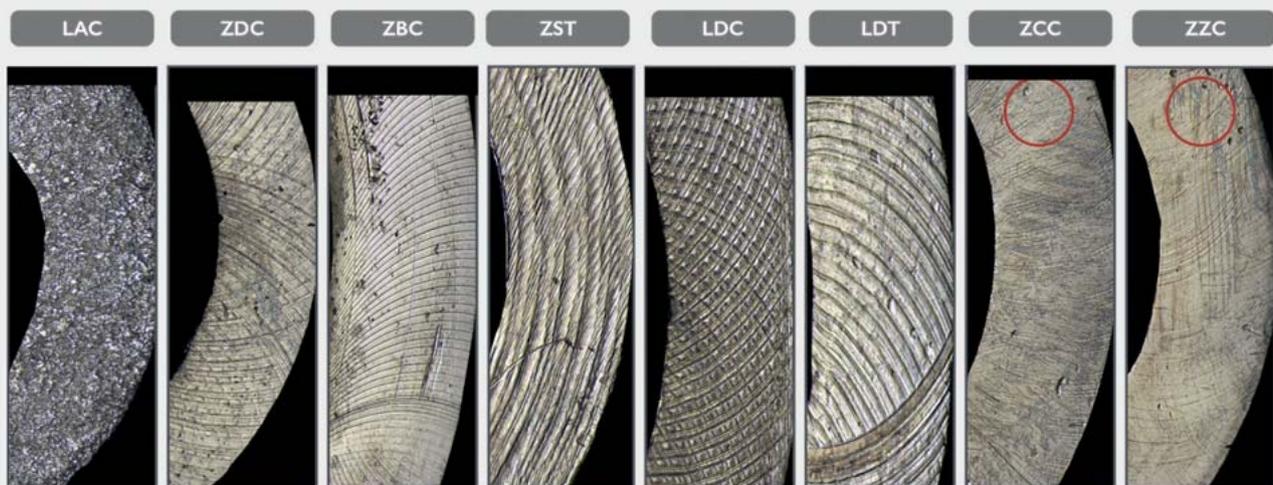
► **Abb. 8** Bewertung des Nachbearbeitungsbedarfs für ein klinisch akzeptables Ergebnis. Der Durchschnitt der Zeiten wurde aus dem Mittelwert eines Zeitraums bestimmt (z. B. 0–3 Stunden = 1,5 Stunden).



► **Abb. 9** ROI 1 transmukosaler Bereich, ★ isotrope Struktur, ▲ unregelmäßige Struktur, roter Kreis poliert, ohne Symbol anisotrope Struktur.



► **Abb. 10** ROI 2 labialer Bereich.



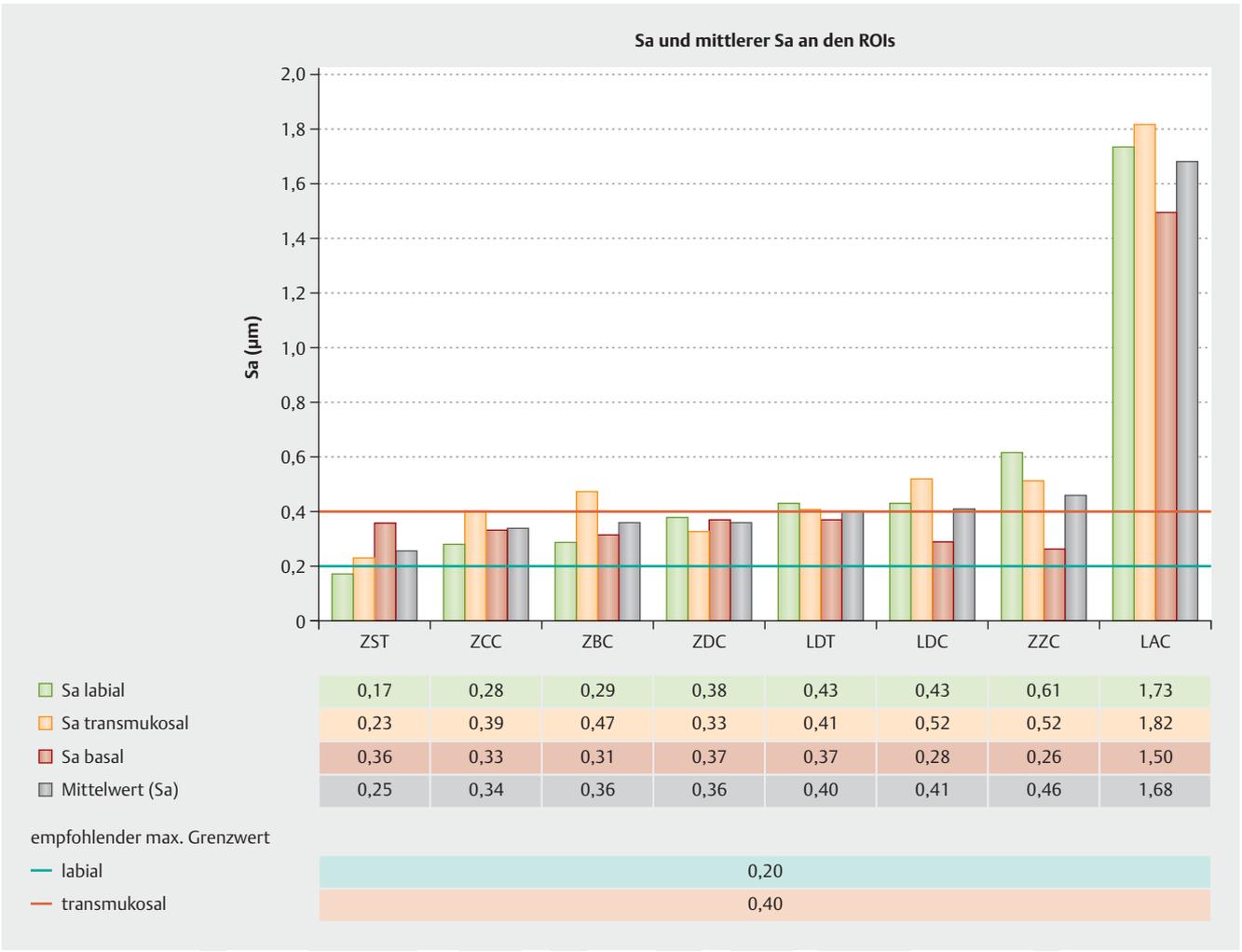
► **Abb. 11** ROI 3 Implantat-Steg-Übergang.

stärker streuen ( $SD = \pm 0,05 - \pm 0,15$ ). Dies lässt auf unterschiedliche Bearbeitungsweisen in den Regionen schließen [32].

## Diskussion

Alle untersuchten Stege waren als CAD/CAM-Suprastrukturen (complete CAD/CAM product) beim Hersteller angefordert worden. Obwohl die den Herstellern zur computergestützten Produktion (CAM) aus der CAD-Planung bereitgestellten STL-Daten bzw. Scanmodelle auf ein und demselben Fall basierten, zeigte bereits die subjektive makroskopische Bewertung der Zahntechniker deutliche

Unterschiede. Die zentral gefertigten Produkte ZDC (Noten  $\varnothing = 1,3$ ), ZST (Noten  $\varnothing = 1,3$ ) und ZCC (Noten  $\varnothing = 1,4$ ) zeigen hier die besten Ergebnisse hinsichtlich der subjektiven Qualitätseinschätzung sowie des geschätzten Nachbearbeitungsaufwands. Die schlechtesten Ergebnisse findet man bei den im Labor gefertigten Stege LDC, LDT (Noten  $\varnothing = 4,1; 4,5$ ) und LAC (Noten  $\varnothing = 5,1$ ). Der teilweise hohe Aufwand zur manuellen Nachbearbeitung von laborgefertigten CAD/CAM-Stegen sowie die Investitionskosten zur Anschaffung der dazu notwendigen Fräsmaschinen lässt Zweifel am effizienten Einsatz dieser Labortechnologie für Stegkonstruktionen aufkommen. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen,



► **Abb. 12** Sa-Werte an den ROIs sowie die empfohlenen Grenzwerte [32, 41].

► **Tab. 2** Sa-Werte und Standardabweichung an den ROIs.

Steg	labiale Region Sa [µm]	transmukosale Region Sa [µm]	Implantatsteg-Plattform Region Sa [µm]	Mittelwert aller Regionen Sa [µm]	SD Sa [µm]
ZST	0,17	0,23	0,36	0,25	± 0,08
ZCC	0,28	0,39	0,33	0,34	± 0,05
ZDC	0,38	0,33	0,37	0,36	± 0,02
ZBC	0,29	0,47	0,31	0,36	± 0,08
LDT	0,43	0,41	0,37	0,40	± 0,02
LDC	0,43	0,52	0,28	0,41	± 0,10
ZZC	0,61	0,52	0,26	0,46	± 0,15
LAC	1,73	1,82	1,50	1,68	± 0,14

dass zentral gefräste Stegkonstruktionen von Implantat-Herstellern eine klinisch adäquate Oberflächenmorphologie aufweisen und keiner oder nur geringer Nachbearbeitung bedürfen.

Sieben der hier gefundenen mittleren Rauheitswerte (Sa) aus allen Messungen entsprechen der Definition einer glatten Implantatoberfläche nach Wennerberg und Albrektsson (Sa = 0,0–0,4 µm), die den ersten Ansatz zu einer allgemeingültigen Definition topografischer Eigen-

Electronic reprint for personal use

schaften auf der enossalen Oberfläche machten [33]. Sie klassifizierten Implantatoberflächen mit Sa-Werten von 0,0–0,4 µm als glatt, 0,5–1,0 µm als minimal rau, Sa-Werte zwischen 1–2 µm als mäßig rau und Sa-Werten über 2 µm als rau. Im Gegensatz dazu war der LAC-Steg im mäßig rauhen Oberflächenbereich mit einem mittleren Sa-Wert von 1,68 µm.

Da an Stege, entsprechend ihrer Funktion, andere biologische Anforderungen gestellt werden, ist diese für Implantate entwickelte und häufig zitierte Klassifikation nur eingeschränkt hilfreich. 2003 publizierte dasselbe Autorenteam einen Artikel, der sich mit der Charakterisierung von Implantat-Abutments befasste, welche den Stegen funktionell näherstehen [28]. Sie zeigten an Abutments mit Rauheitswerten von 0,26–1,87 µm (Sa) erhöhte Plaqueanlagerung gegenüber solchen mit Sa-Werten von 1,0 µm und 1,9 µm. Obwohl signifikante Unterschiede zwischen den Patienten in Bezug auf entzündliche Reaktionen und Plaqueanlagerungen gezeigt wurden, hatten diese keinen nachweislichen Bezug zur Oberflächenrauheit der Abutments, sondern wurden auf interindividuelle Unterschiede und die Position im Kiefer zurückgeführt. Bezogen auf die hier untersuchten Konstruktionen bedeutet dies, dass zumindest der Steg von LAC (Sa > 1 µm) diesem erhöhten klinischen Risiko ausgesetzt sein könnte. Auch Quiryren et al. schlussfolgerten 1993, dass parodontale Pathogene ursächlich durch den Zahnstatus und nicht durch die Oberflächenrauheit der Abutments bedingt sind [34]. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Wennerberg et al. fanden Quiryren et al. bis zu 25-fache Unterschiede an Biofilm bei unterschiedlich rauhen Abutments (Ra = 0,35 µm bzw. Ra = 0,81 µm), was auf die längere Beobachtungszeit zurückgeführt werden kann.

Die Plaqueakkumulation im subgingivalen Bereich konnte bisher also nicht vollständig ursächlich der Rauheit zugeschrieben werden, zumindest nicht ausschließlich. Dennoch ist anzunehmen, dass die Textur (Rauheit) einer Oberfläche einen Hinweis auf ihr intraorales, klinisches Verhalten gibt, speziell wenn diese über einen längeren Zeitraum in vivo beobachtet wird. Betrachtet man die Standardabweichungen aus allen 3 Messungen, zeigen die Stege von LAC (1,68 ± 0,14 µm), ZCC (0,46 ± 0,15 µm) und LDC (0,41 ± 0,10 µm) die größte Streuung in den ROIs. Sawase et al. konnten an unterschiedlichen kommerziellen Abutments Sa-Werte von 0,15–0,24 µm und Scx-Werte von 7,76–10,22 µm messen und führten dies auf unterschiedliche Produktionsabläufe wie Fräsen, Polieren, Säubern und Oxidieren zurück [35]. Auch die hier gemessenen Rauheitswerte im transmukosalen Teil der Stege unterliegen bis zu 8-fachen Schwankungsbreiten (Sa = 0,23–1,82 µm), welche auf die unterschiedlichen Produktionsstandards und die mikroskopisch beobachteten Nachbearbeitungsschritte zurückgeführt werden könnten.

In der Regel wird die Oberflächentopografie durch die Parameter Form, Welligkeit und Rauheit beurteilt, wobei die Form, auch Profil genannt, die größte und Rauheit die feinste Unebenheit darstellt. Welligkeit und Rauheit werden oft unter dem Begriff Textur zusammengefasst [36]. Die Genauigkeit einer solcher Rauheitsmessung hängt davon ab, inwieweit Fehler der Form- und Welligkeitsparameter gefiltert werden können [37]. Es gibt jedoch noch keinen allgemein akzeptierten Standard dafür, wo der Parameter der Rauheit für dentale Werkstoffe endet und die Welligkeit beginnt. Gehrke et al. schlagen für eine optimale Weichgewebsintegration (transmukosaler Bereich) von Abutments einen Sa-Wert zwischen 0,21 und 0,4 µm vor [32]. Die Stege von ZST (Sa = 0,23 µm), ZDC (Sa = 0,33 µm) und ZCC (Sa = 0,39 µm) liegen in diesen Grenzen und bieten dieser Studie zufolge, bezüglich ihrer Oberfläche, optimale Voraussetzungen für die transmukosale Integration. Alle anderen Konstruktionen verfehlen den Grenzwert und könnten somit dem Risiko vermehrter Plaqueanlagerung ausgesetzt sein.

Rimondini et al. (1997) konnten zeigen, dass durchschnittliche Höhenabweichungen von 0,088 µm oder weniger polierte Titanoberflächen die Akkumulation und das Wachstum von Plaque hemmen [38]. Die Arbeitsgruppe um Quiryren konnte in einer Abutment-Studie ebenfalls zeigen, dass die Oberflächenrauheit einen direkten Bezug zur Plaqueanlagerung hat und diese frühe Kolonisierung schwer zu entfernen ist sowie weitere Anlagerungen begünstigt [34]. Häufig wird ein Ra-Wert von ≤ 0,2 µm als Grenzwert für eine minimale Plaqueanlagerung angesehen [24, 25]. Setzt man diesen Ra-Wert voraus, so konnte in der vorliegenden Studie am labialen Bereich aller untersuchten Stege nur der ZST-Steg (Sa = 0,17 µm) diesen Wert unterschreiten. Alle anderen untersuchten Stege wiesen höhere Werte auf. Um eine erhöhte Plaqueanlagerung und die daraus resultierende vermehrte prothetische Nachsorge zu minimieren, sollten diese Stege händisch nachbearbeitet und poliert werden.

Es gilt zu beachten, dass die Sa-Werte die Oberfläche 3-dimensional charakterisieren und nicht direkt mit Ra-Werten zu vergleichen sind. Bisher existiert anhand der Studienlage keine direkte Korrelation zwischen gefundenen Sa- und Ra-Oberflächenwerten, die für eine Empfehlung für maximale und minimale Grenzwerte herangezogen werden kann. In der vorliegenden Untersuchung wurden sowohl Sa- als auch Ra-Werte für die untersuchten Flächen ermittelt. Ein Problem bei der Verwendung von auf Durchschnittswerten basierenden Höhenparametern (Sa-Werten) besteht darin, dass Oberflächen mit deutlich unterschiedlichen Merkmalsgrößen ähnliche Werte zeigen. So enthalten diese bspw. keine Informationen über die Frequenz der Höhenänderungen, sodass unterschiedliche Topografien zu gleichen Sa-Werten führen können. Hybrid oder Abstandsparameter können in vivo

jedoch durchaus relevant sein. Die Verwendung von Sdr-Werten, welche den Prozentsatz der zusätzlichen Fläche des Messbereichs, die auf die Textur zurückzuführen ist, im Vergleich zum absolut ebenen Messbereich angeben, kann hier zusätzliche Informationen liefern. Eine ebene Fläche hat einen Sdr-Wert von null, die Oberflächenvergrößerung wird in Prozent angegeben. Wie aus den anderen Beobachtungen zu erwarten, zeigte der LAC-Steg die größte Oberflächenvergrößerung (Mittelwert Sdr = 8,79%) und damit eine 15-fach vergrößerte Oberfläche im Vergleich zum Steg von ZST (Sdr = 0,56%). Alle anderen Stege liegen im Bereich zwischen 0,78% (LDC) und 1,06% (ZBC). Betrachtet man die Streuung der Sdr-Werte in den einzelnen Regionen so zeigt sich, dass nach LAC, ZZC, ZST und ZBC die größten Unterschiede aufweisen. Den LAC-Steg ausgenommen, findet man die größten Sdr-Werte an den ROIs bei ZZC transmukosal (1,42%), LDC labial (1,04%) und ZBC Implantatsteg-Plattform (1,48%). Da der Sdr-Wert eine Information über die Frequenz der Höhenänderungen der Fläche liefert, könnte man auch sagen, die Oberflächen sind hier „häufiger“ strukturiert. Dies ist an den vielen Fräsrillen am Implantat-Steg-Interface des ZBC-Stegs (Sdr = 1,48%) gut zu erkennen.

Herstellungs- und Oberflächenbearbeitungsprozesse haben einen entscheidenden Einfluss auf die Rauheit von Implantat-Verbindungskomponenten. Dass Oberflächenunregelmäßigkeiten in engem Zusammenhang mit dem Vorhandensein eines Mikrosपालtes zwischen Implantatkomponenten stehen, konnten Fernández et al. 2014 zeigen [39]. Sie untersuchten gefräste, gesinterte und gegossene CoCr-Abutments hinsichtlich des Zusammenhangs der Rauheit auf den Mikrosपाल und konnten einen signifikanten Zusammenhang beider Größen erarbeiten. Der Sz-Wert gefräster Abutments (29 µm) und der korrespondierende Spalt (Mg = 0,73 µm) waren signifikant gegenüber gesinterten (Sz = 115 µm/Mg = 11,3 µm) und gegossenen Abutments (Sz = 98 µm/Mg = 9,09 µm). Ein Mikrosपाल wird maßgeblich für implantatprothetische Komplikationen, aber auch für bakterielle Infiltration verantwortlich gemacht [40]. Die hier gemessenen Sz-Werte im Steg-Implantat-Übergang lagen zwischen 6,05 µm für den ZDC-Steg und 23,41 µm für den LAC-Steg und waren damit im Bereich kommerziell gefräster Abutments.

## KERNAUSSAGEN

- Unterschiede der Makro- und Mikrogeometrie CAD/CAM-gefräster Stege unterschiedlicher Hersteller geben initiale Hinweise auf deren mögliches Verhalten in vivo sowie über die zugrunde liegenden Produktions- und Fräsabläufe.
- Sa-Rauheitswerte im transmukosalen Stegbereich von Sa 0,2–0,4 µm bieten optimale Voraussetzungen für die dichte Anlageung des periimplantären Weichgewebes, ohne vermehrte Bakterien- und Plaqueanlagerung.
- Je nach Hersteller müssen einige CAD/CAM-Stege zur Einhaltung dieses kritischen Grenzwertes manuell nachbearbeitet und/oder poliert werden.
- Klinische Studien unter Zuhilfenahme profilometrischer Daten könnten helfen, die Oberflächenqualität CAD/CAM-gefertigter Stege weiter zu verbessern sowie notwendige manuelle Nachbearbeitungszeiten und den damit verbundenen Aufwand zu reduzieren.
- Eindeutige Grenzwerte zur klinischen Akzeptanz und Nomenklatur von transmukosalen CAD/CAM-generierten Oberflächen sind wünschenswert.

## Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

## Autorinnen/Autoren



**Dr. med. dent. Peter Gehrke**

Department of Postgraduate Education, Master of Oral Implantology, Oral and Dental Medicine, Carolinum, Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt am Main; Praxis Prof. Dr. Dhom & Kollegen, Ludwigshafen



**Carsten Fischer**

Sirius Ceramics, Frankfurt am Main



**Dipl. Biol. Kai Schmenger**

ViSUAL-BiOLOGY, Heppenheim



**Jochen Dinkel, MSc.**

Zahnarztpraxis, Bobenheim-Roxheim



**Dr. med. dent. Octavio Weinhold, MSc., MSc.**  
Praxis Prof. Dr. Dhom & Kollegen



**Prof. Dr. Günter Dhom**  
Praxis Prof. Dr. Dhom & Kollegen

### Korrespondenzadresse

#### Dr. Peter Gehrke

Praxis Prof. Dr. Dhom & Kollegen  
Bismarckstraße 27  
67059 Ludwigshafen am Rhein  
Deutschland  
Tel.: 06 21/68 124444  
Fax: 06 21/68 124469  
dr-gehrke@prof-dhom.de

### Literatur

- [1] Naert I, De Clercq M, Theuniers G et al. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: a 2.5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 191–196
- [2] Kuoppala R, Napankangas R, Raustia A. Outcome of implant-supported overdenture treatment—a survey of 58 patients. *Gerodontology* 2012; 29: e577–e584
- [3] Rinke S, Rasing H, Gersdorff N et al. Implant-supported overdentures with different bar designs: A retrospective evaluation after 5–19 years of clinical function. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 338–343
- [4] Rentsch-Kollar A, Huber S, Mericske-Stern R. Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 91–98
- [5] Cune M, Burgers M, van Kampen F et al. Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a cross-over clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 310–317
- [6] Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH et al. Mandibular overdentures supported by two Branemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. *J Clin Periodontol* 2009; 36: 799–806
- [7] Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH et al. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 722–728
- [8] Krennmair G, Suto D, Seemann R et al. Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 481–488
- [9] Dantas Ide S, Souza MB, Morais MH et al. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Braz Oral Res* 2014; 28: 74–80
- [10] Burns DR, Unger JW, Coffey JP et al. Randomized, prospective, clinical evaluation of prosthodontic modalities for mandibular implant overdenture treatment. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 12–22
- [11] Krennmair G, Weinlander M, Piehslinger E. [Retention components used in implant supported restorations]. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2014; 69: 326–335
- [12] Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 857–869
- [13] Paniz G, Stellini E, Meneghello R et al. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 687–693
- [14] Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 209–215
- [15] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater* 2009; 28: 44–56
- [16] van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012; 28: 3–12
- [17] Beuer F, Schweiger J, Huber M et al. Technical report: precisely fitting bars on implants in five steps—a CAD/CAM concept for the edentulous mandible. *J Prosthodont* 2014; 23: 333–336
- [18] Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM et al. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater* 2013; 29: 945–953
- [19] Katsoulis J, Walchli J, Kobel S et al. Complications with computer-aided designed/computer-assisted manufactured titanium and soldered gold bars for mandibular implant-overdentures: short-term observations. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 1: e75–e85
- [20] Ortorp A, Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 88–99
- [21] Lowe LG, Shcherbukhin VM. An implant-supported, cobalt-chromium milled bar and nonflanged attachment-retained overdenture to rehabilitate the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 46–51
- [22] Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 256–260
- [23] Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C et al. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 772–779
- [24] Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W et al. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 169–178
- [25] Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997; 13: 258–269
- [26] Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ et al. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990; 17: 138–144
- [27] Happe A, Roling N, Schafer A et al. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: a controlled morphologic SEM and profilometric pilot study. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 440–447

- [28] Wennerberg A, Sennerby L, Kultje C et al. Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *J Clin Periodontol* 2003; 30: 88–94
- [29] Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 63–74
- [30] Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T et al. The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 2002; 29: 448–455
- [31] Gehrke P, Dinkel J, Fischer C et al. Surface roughness and necessity of manual refinishing requirements of CAD/CAM-manufactured titanium and cobalt-chrome bars – A pilot study. *The Open Dentistry Journal* 2019; 13: 316–326
- [32] Gehrke P, Kaiser W, Fischer C et al. Comparative Analysis of Surface Topography of Custom CAD/CAM Zirconia Abutments by means of Optical Profilometry. *Preprints* 2017, 2017090093. doi:10.20944/preprints201709.0093.v1
- [33] Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 536–543
- [34] Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993; 72: 1304–1309
- [35] Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C et al. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 44–50
- [36] Rompen E, Domken O, Degidi M et al. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17 Suppl 2: 55–67
- [37] Stout K, ed. *Development of Methods for the Characterisation of Roughness in three Dimensions*. 1<sup>st</sup> ed. Oxford: Butterworth/Heinemann; 2006
- [38] Rimondini L, Fare S, Brambilla E et al. The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol* 1997; 68: 556–562
- [39] Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M et al. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2014; 111: 116–123
- [40] Passos SP, Gressler May L, Faria R et al. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013; 101: 1321–1328
- [41] Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J et al. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 201–211

## Bibliografie

---

ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 2020; 129: 551–563

DOI 10.1055/a-1277-2646

ISSN 0044-166X

© 2020. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14,

70469 Stuttgart, Germany