

# Oberflächenmorphologie dentaler Implantate nach Insertion

## In-vitro-Ergebnisse vier kommerzieller Systeme

Ein Beitrag von Prof. Dr. Herbert Deppe<sup>1</sup>, Dr. Carolina Wolff<sup>1</sup>, Priv.-Doz. Dr. Dr. Florian Bauer<sup>1</sup>, Dr. Ricarda Ruthenberg<sup>1</sup>, Prof. Dr. Stefan Wagenpfeil<sup>2</sup>, Priv.-Doz. Dr. Dr. Thomas Mücke<sup>1</sup> und Prof. Dr. Anton Sculean<sup>3</sup>, <sup>1</sup>München, <sup>2</sup>Homburg (Saar) und <sup>3</sup>Bern/Schweiz

*Die Osseointegration dentaler Implantate wird zu einem erheblichen Teil durch ihre Oberflächenmorphologie beeinflusst. Es ist aber nur wenig über den Einfluss des Insertionsvorgangs auf die Oberfläche bekannt. Ziel der vorliegenden Untersuchung war, die Oberfläche von vier Implantatsystemen nach Insertion in Schweinekiefer in vitro zu untersuchen.*

### Einleitung

Im vergangenen Jahrzehnt haben Zahnimplantate für die orale Rehabilitation zunehmend an Bedeutung gewonnen [1]. Eine der Grundvoraussetzungen dieser Erfolgsgeschichte war die Entwicklung von rauen Oberflächenmodifikationen, die die Osseointegration von Titanimplantaten begünstigen [2,3]. Dazu wurde eine Reihe verschiedener Verfahren beschrieben, wie das Sandstrahlen, die Säureätzung und die Anodisation [4]. Auf der lichtmikroskopischen Ebene finden sich nach Sandstrahlen Höhenunterschiede zwischen 4 und 6 µm [5]. Die Säureätzung führt zu einem gleichmäßigen Muster mit einer Rauigkeit zwischen 3 und 6 µm [6]. Anodisierte Implantate zeigen eine große Variation an Oberflächenformen mit einer Rauigkeit von 0,8 bis 7 µm [7].

In Anbetracht der Scherbelastung dentaler Implantate während des Insertionsvorgangs erhebt sich aber die Frage, ob beziehungsweise inwieweit diese Oberflächencharakteristika überhaupt erhalten bleiben. In einer kürzlich publizierten Untersuchung konnten in vitro deutliche Deformationen von SLA (sandblasted and acid-etched)-Implantaten nach Insertion in humane Unterkiefer gezeigt werden [8]. Fehlende Langzeiterfahrungen zu den Oberflächenmodifikationen wurden insbesondere zu anodisierten Implantaten angemahnt [9].

Ziel der vorliegenden Untersuchung war daher zu evaluieren, ob beziehungsweise inwieweit die Oberflächen von vier kommerziellen Implantatsystemen durch den Insertionsvorgang beeinflusst werden.

### Material und Methode

Für die Untersuchung standen insgesamt 28 fabrikneue Implantate der folgenden vier Implantatsysteme zur Verfügung: Ankylos 4.5 x 14 mm (n=7), Frialit Synchro 4.5 x 15 mm (n=7) (beide Dentsply Sirona, Mannheim), NobelReplace Tapered Groovy RP 4.3 x 13 mm (n=7) (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) sowie Straumann SLA Bone Level 3.3 x 14 mm (n=7) (Straumann AG, Freiburg). Von jedem System wurden sechs Implantate als Experimentalimplantate verwendet, während jeweils eines als Kontrolle diente.

Die vier Systeme unterscheiden sich nach Herstellerangaben durch die Art ihrer Oberflächenmodifikation. Ankylos-Implantate werden aus Titan Grad 2 gefertigt und die Oberflächen mittels grobkörniger Sandstrahlung (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikel 354 – 500 µm) sowie Hochtemperatur-Säureätzung modifiziert. Dadurch entstehen Mikrogrübchen von 0,5 bis 1 µm und eine durchschnittliche Rauigkeit von 1,40 bis 1,75 µm. Frialit Synchro-Schrauben werden ebenfalls aus Titan Grad 2 hergestellt. Die sogenannte Deep Profile Surface (DPS) weist makroskopisch zwei parallele Gewinde und eine Mikrostruktur mit einer Rauigkeit von > 2 µm auf, entstanden durch Hochtemperaturätzung. NobelReplace Tapered Groovy RP-Implantate bestehen aus Titan Grad 4. Deren TiUnite-Oberfläche ist als eine verdickte Titanoxidschicht charakterisiert, welche sich durch Anodisation in einem phosphorhaltigen Elektrolyten bildet. Dieser Prozess erzeugt eine poröse Oberfläche mit einer Mikrorauigkeit von 1 bis 2 µm. Straumann SLA-Implantate werden ebenfalls aus Titan Grad 4 gefertigt. Die Oberfläche weist eine Makrorauigkeit von 20 bis 40 µm peak-to-peak und eine Mikrorauigkeit von 2 bis 4 µm auf. Diese Modifikation entsteht mittels einer grobkörnigen Sandstrahlung (250 – 500 µm) und nachfolgenden Säureätzung (HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>).

Zur Verfügung standen vier Unterkiefer frisch geschlachteter Schweine. Um eine Vergleichbarkeit

mit zahnlosen humanen Alveolarfortsätzen zu gewährleisten, wurden die Schweinekiefer segmentiert und lediglich der kaudale Rand der Mandibeln zur Implantatinserktion verwendet. Die methodische Vergleichbarkeit der verwendeten vier Schweinekieferpräparate wurde mittels einer CT-gestützten osteodensitometrischen Untersuchung überprüft (Philips Brilliance iCT 256-Zeilen-CT, Philips Healthcare, Hamburg).

Je sechs Implantate der vier Systeme wurden in die vier Schweinekieferblöcke inseriert. Die verwendete Bohreinrichtung (Implant Center 2, Acteon, Mettman) erlaubte eine Kontrolle der Drehmomente. Ebenso standen die chirurgischen Insertionsinstrumente der Systeme Nobel Biocare, Dentsply Sirona und Straumann zur Verfügung. Die Knochenkavitäten wurden bei 800 Umdrehungen pro Minute unter kontinuierlicher Kühlung mit 0,9% NaCl-Lösung präpariert. Soweit erforderlich erfolgte in kompaktem Knochen ein Gewindeschnitt mithilfe des jeweiligen Spezialinstruments. Mittels einer individuell hergestellten Bohrschablone aus Acrylat konnte ein standardisierter Abstand von sechs Millimetern zwischen den Bohrstellen sichergestellt werden. Alle Implantate wurden mit einem standardisierten Drehmoment von 35 Ncm primärstabil eingebracht.

#### Präparation der Proben

Die Schweinekiefer mit den inserierten Implantaten wurden zunächst mithilfe einer kommerziellen Metallsäge (Lux, Obi, Wermelskirchen) in Einzelblöcke zerteilt. Damit gelang auch eine Auftrennung der Einzelblöcke, unter Aufspaltung in zwei Hälften mittels eines Schraubendrehers, ohne Manipulation an der Implantatoberfläche. Nach Einbringen von systemspezifischen Abformpfosten konnten die geborgenen Implantate in einem Ultraschallbad von anhängenden Auflagerungen befreit werden (Bandelin Sonorex RK100 Transistor Ultraschallbad, Berlin). Zur Vermeidung von Oberflächenkontakten hingen die Implantate an jeweils einem feinen Draht, der um den jeweiligen Abformpfosten verdrillt war. Die Implantatschulter wurde dabei etwa 2 cm unter der Wasseroberfläche positioniert. Nach 15 Minuten zeigten sich die Implantatoberflächen mit unbewaffnetem Auge frei von Auflagerungen.

#### 3-D-Konfokalmikroskopie

Für die dreidimensionale quantitative Oberflächenanalyse kam ein 3-D-Konfokalmikroskop zur Anwen-

dung ( $\mu$ surf expert, NanoFokus AG, Oberhausen). Dieses Verfahren zählt zu den optischen Techniken der Bildgebung. Es ermöglicht eine erhöhte optische Auflösung und Kontrastdarstellung. Dazu wird im Strahlengang des reflektierten Lichts eine Lochblende angebracht, die Licht aus dem scharf abgebildeten Bereich durchlässt und Licht aus anderen Ebenen blockiert [10]. Die Intensität des so gewonnenen Lichtstrahls wird nacheinander an allen Stellen des Untersuchungsbereiches auf Nanometer genau gemessen und anschließend als 3-D-Bild computer-gestützt konstruiert. Die Messungen erfolgen bei der Größe von Dentalimplantaten in fünf bis zehn Sekunden kontaktlos und zerstörungsfrei. Dazu wurden die Kontroll- und Experimentalimplantate im Scanner positioniert. Mithilfe des  $\mu$ Soft Analysis Premium Software-Programms (NanoFokus AG) konnten spezifische Rauigkeitsparameter berechnet werden. Dazu wurden vier standardisierte interessierende Areale (AOI, area of interest) definiert, nämlich ein zervikales Areal, zwei in der Mitte des Implantatkörpers und eines im Apikalbereich. Jedes Areal hatte eine Länge von 250  $\mu$ m, eine Breite von 150  $\mu$ m und somit einen Flächeninhalt von 37 500  $\mu$ m<sup>2</sup> (Abb. 1).

#### Oberflächenparameter

Die Oberflächentopografie wurde mittels in der Literatur empfohlenen Parametern analysiert [11,12]. Dazu konnten folgende Parameter in den 3-D-Profil-schnitten (Abb. 2) gemessen und/oder berechnet

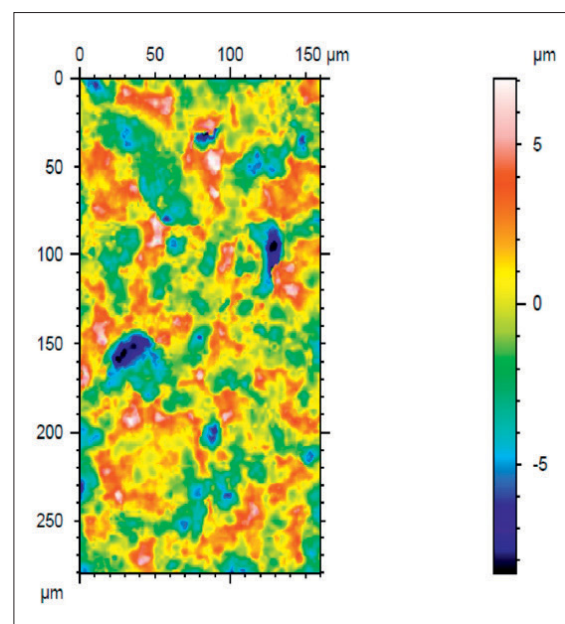


Abb. 1: Oberflächenareal in der 3-D-Konfokalmikroskopie (Abmessungen: Länge 250  $\mu$ m, Breite 150  $\mu$ m; i. e. 37 500  $\mu$ m<sup>2</sup>)

werden: die mittlere Oberflächenrauigkeit Sa (mean surface roughness = arithmetische mittlere Abweichung zwischen höchstem und tiefstem Punkt) in  $\mu\text{m}$ , womit ein guter Überblick über Oberflächenirregularitäten gegeben ist, die maximale Rauigkeit beziehungsweise Höhe Sz (maximum height = Distanz zwischen dem höchsten und tiefsten Punkt) in  $\mu\text{m}$ , und der Hybridparameter Sdr (developed surface area ratio) in Prozent (%) [12]. Dieser Parameter beschreibt das Verhältnis der gemessenen Oberfläche zur Grundfläche [13,14] (s. Abb. 1).

### Statistik

Die statistische Analyse erfolgte computergestützt (Microsoft Excel, Version 2010, Redmond, USA). Die Daten sind in Tabelle 1 und 2 als Zahlenwerte, Mittelwerte oder Prozentangaben dargestellt. Der Kruskal-Wallis-Test diente der Signifikanzprüfung der Parameter Sa, Sz und Sdr zwischen den vier Implantatsystemen (Tab. 3). Eine statistische Signifikanz wurde bei einem p-Wert  $\leq 0,05$  angenommen.

### Ergebnisse

In Tabelle 1 finden sich die Werte der drei Parameter Sa, Sz und Sdr der vier Implantatsysteme im Vergleich zu den Kontrollen. Alle drei Parameter zeigten erhebliche Abweichungen zwischen den Experimental- und Kontrollimplantaten, insbesondere in der Apikalregion.

Zur statistischen Analyse wurden zunächst die Differenzen zwischen den Messwerten von Experimen-

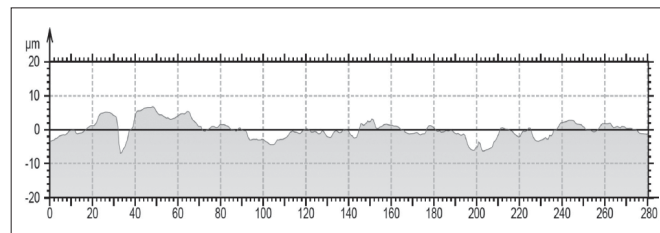


Abb. 2: Profilschnitt durch das gescannte Oberflächenareal aus Abbildung 1

tal- und Kontrollimplantaten in den vier Messarealen (Apex, Mitte 1, Mitte 2, zervikal) errechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt als prozentuale Abweichung bezüglich der drei Parameter Sa, Sz und Sdr der vier Systeme. Dieser Tabelle ist zu entnehmen, dass der Parameter Sa die stärkste Abweichung von Experimental- und Kontrollwerten beim Straumann-System zeigte (Mittelwert: - 10,37%), besonders in der Apikalregion (- 27,83%). Zudem wiesen die sechs Testimplantate dieses Systems auch die stärkste Reduzierung der maximalen Oberflächenrauigkeit Sz auf (Mittelwert: - 15,17%), wiederum in der Apikalregion (- 39,50%). Dagegen führte der Insertionsvorgang bei den Implantaten des Nobel-Systems zu einem signifikanten Anstieg der mittleren maximalen Oberflächenrauigkeit Sz, besonders am Apex (+ 70,38%) und in der Zervikalregion (+ 122,53%). Ebenso konnte bei den sechs Testimplantaten des Nobel-Systems ein Anstieg der Oberflächenvergrößerung (Hybridparameter Sdr) im Mittel um + 7,13 % ermittelt werden, während die Mittelwerte der drei anderen Systeme eine Ab-

Parameter	AOI	Experimentalimplantate (n=6) vs. Kontrollen (n=1)			
		Ankylos	Frialit	Nobel	Straumann
Sa mittlere Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	1,735 (1,570)	2,252 (2,260)	1,327 (1,090)	1,660 (2,300)
	Mitte 1	1,535 (1,550)	2,393 (2,140)	1,110 (1,250)	1,833 (2,290)
	Mitte 2	1,248 (1,470)	1,948 (2,360)	1,115 (1,310)	2,283 (2,230)
	zervikal	1,393 (1,440)	2,152 (2,070)	1,460 (1,090)	2,380 (2,280)
	MW	1,477 (1,507)	2,186 (2,208)	1,253 (1,185)	2,039 (2,275)
Sz maximale Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	22,067 (18,300)	18,800 (19,000)	13,222 (7,760)	16,517 (27,300)
	Mitte 1	18,675 (14,400)	21,600 (18,800)	8,303 (8,880)	22,317 (23,000)
	Mitte 2	14,327 (18,200)	19,700 (21,800)	10,390 (8,040)	31,650 (40,000)
	zervikal	16,167 (18,500)	21,033 (18,000)	18,715 (8,410)	28,517 (26,400)
	MW	17,804 (17,350)	20,283 (19,400)	12,658 (8,273)	24,750 (29,175)
Sdr Oberflächen- vergrößerung (%)	Apex	44,600 (41,500)	51,850 (72,000)	48,033 (33,000)	31,450 (55,300)
	Mitte 1	35,450 (31,600)	60,100 (70,500)	38,683 (38,200)	37,000 (55,400)
	Mitte 2	25,383 (31,900)	41,700 (66,400)	28,373 (40,300)	48,883 (55,900)
	zervikal	24,533 (32,600)	51,633 (68,900)	40,242 (33,500)	47,017 (50,200)
	MW	32,492 (34,400)	51,321 (69,450)	38,833 (36,250)	41,088 (54,200)

Tab. 1: Werte der Parameter Sa, Sz und Sdr in den vier areas of interest (AOI). Deutliche Abweichungen zwischen den Systemen, insbesondere in der Apikalregion. MW = Mittelwert.

Parameter	AOI	Experimentalimplantate (n=6) vs. Kontrollen (n=1)			
		Ankylos	Frialit	Nobel	Straumann
Sa mittlere Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	+ 10,51 %	- 0,37 %	+ 21,71 %	- 27,83 %
	Mitte 1	- 0,96 %	+ 11,84 %	- 11,19 %	- 19,94 %
	Mitte 2	- 15,11 %	- 17,44 %	- 14,86 %	+ 2,39 %
	zervikal	- 3,36 %	+ 3,95 %	+ 33,90 %	+ 4,39 %
	MW	- 1,99 %	- 0,96 %	+ 5,73 %	- 10,37 %
Sz maximale Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	+ 20,58 %	- 1,05 %	+ 70,38 %	- 39,50 %
	Mitte 1	+ 29,56 %	+ 14,89 %	- 6,94 %	- 2,97 %
	Mitte 2	- 21,28 %	- 9,63 %	+ 29,23 %	- 20,88 %
	zervikal	- 12,61 %	+ 16,85 %	+ 122,53 %	+ 8,02 %
	MW	+ 2,62 %	+ 4,55 %	+ 53,01 %	- 15,17 %
Sdr Oberflächen- vergrößerung (%)	Apex	+ 7,47 %	- 27,99 %	+ 45,56 %	- 43,13 %
	Mitte 1	+ 12,18 %	- 14,75 %	+ 1,27 %	- 33,21 %
	Mitte 2	- 20,43 %	- 37,20 %	- 29,60 %	- 12,60 %
	zervikal	- 24,74 %	- 25,06 %	+ 20,12 %	- 6,34 %
	MW	- 5,55 %	- 26,10 %	+ 7,13 %	- 24,19 %

Tab. 2: Prozentuale Abweichung der Experimental- und Kontrollimplantate für die Parameter Sa, Sz und Sdr in den vier areas of interest (AOI) der vier Implantatsysteme. Zunahme der Oberflächenrauigkeit bei den Nobel-Implantaten und Einebnung der Oberflächen der anderen drei Systeme. MW = Mittelwert.

nahme im Sinne einer Einebnung der Oberflächen zeigten (Ankylos - 5,55%, Frialit - 26,10% und Straumann - 24,19%). In Abbildung 3 sind die Ergebnisse grafisch zusammengefasst.

Die statistische Überprüfung zeigte, dass die Differenzen zwischen allen vier Systemen bezüglich aller drei Parameter Sa, Sz und Sdr in der Apikalregion der Implantate hochsignifikant waren (Tab. 3).

### Diskussion

Oberflächenmodifikationen dentaler Implantate beschleunigen die Osseointegration. So wurde gezeigt, dass Osteoblasten sich schneller an raue Oberflächen anlagern [16] und säuregeätzte Implantate nach acht Wochen Heilung höhere Knochenkontaktwerte (BIC, bone-implant-contact) als maschinerte Oberflächen aufweisen [17]. Anodierte Oberflächen zeigten sogar schon nach sechs Wochen signifikant bessere BIC-Werte als glatte Titanimplantate [18]. Trotz dieser Vorteile ist bislang wenig über den Zustand dieser Oberflächen nach dem Insertionsvorgang bekannt. Entsprechende Untersuchungen sind aber gerade deshalb erforderlich, weil das detaillierte Verständnis der Osseointegration noch immer unvollständig ist [19].

In dieser Untersuchung wurden Unterkiefer von frisch geschlachteten Schweinen verwendet. In einer kürzlich publizierten Pilotstudie hatte ein humaner Unterkiefer eines Körperspenders zur Verfügung gestanden, um den Einfluss des Insertionsvorgangs

auf sechs SLA-Implantate zu evaluieren [8]. Für die Insertion von 24 Implantaten wäre hingegen mehr als ein Unterkiefer erforderlich gewesen. Aufgrund der enormen Variabilität von Knochenqualität und -quantität humaner Mandibeln wäre aber die Vergleichbarkeit der Ergebnisse eingeschränkt gewesen [20]. In Anbetracht der dem menschlichen Unterkiefer vergleichbaren mechanischen und physiologischen Eigenschaften kamen frische Schweinekieferrpräparate zur Anwendung [21]. Zur Absicherung der Vergleichbarkeit der Kieferabschnitte erfolgte eine CT-Untersuchung der Knochendichte, sodass Einflüsse des gewählten Modells auf die Ergebnisse als nicht signifikant anzusehen sind.

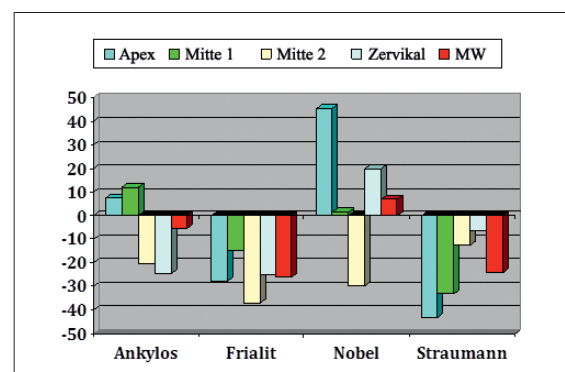


Abb. 3: Oberflächenveränderung in Prozent nach der Implantatinsertion in Schweinekieferrpräparate im Vergleich zu den Kontrollimplantaten. Positive Werte bedeuten eine Zunahme der Oberfläche (Aufrauung), negative eine Oberflächenverkleinerung (Einebnung). MW = Mittelwert.

Parameter	AOI	Chi-Quadrat	p
Sa mittlere Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	12,301	0,006 **
	Mitte 1	7,054	0,070
	Mitte 2	2,589	0,459
	zervikal	0,969	0,809
	MW	4,407	0,221
Sz maximale Rauigkeit ( $\mu\text{m}$ )	Apex	16,080	0,001 **
	Mitte 1	3,220	0,359
	Mitte 2	9,582	0,022 *
	zervikal	7,620	0,055
	MW	9,807	0,020 *
Sdr Oberflächen- vergrößerung (%)	Apex	16,807	0,001 **
	Mitte 1	9,816	0,020 *
	Mitte 2	5,987	0,112
	zervikal	6,780	0,079
	MW	17,780	0,001 **

Tab. 3: Statistische Analyse der Messwerte in den vier areas of interest (AOI). Alle drei Parameter Sa, Sz und Sdr zeigen hochsignifikante (\*\*) Veränderungen in der Apikalregion der Implantate. MW = Mittelwert.

In der Literatur ist die Oberflächenanalyse dentaler Implantate mittels der Rasterelektronenmikroskopie seit Langem etabliert [4,8,11]. Es wurde jedoch schon frühzeitig darauf hingewiesen, dass bei Untersuchungen von Implantatoberflächen auch dreidimensionale Messungen erfolgen sollten [11]. Seit über 20 Jahren werden zu diesem Zweck optische Verfahren wie die Profilometrie, die Interferometrie [4,14,22] und die 3-D-Konfokalmikroskopie verwendet [12]. Daher ist die in der vorliegenden Untersuchung angewandte Methode der Oberflächenanalyse in der Implantatforschung etabliert und erlaubt zudem die Messung beziehungsweise Berechnung der dreidimensionalen Kenngrößen Sa, Sz und Sdr mit einer Auflösung im Nanobereich.

In einer ähnlichen Untersuchung haben Mints et al. Rauigkeitsparameter nach Implantatinsertion in Polyurethanblöcke berechnet [4]. Die Autoren beschrieben, dass maschinerte Implantate vor und nach dem Insertionsvorgang eine ähnliche Morphologie aufwiesen. Anodisierte Implantate zeigten jedoch die stärksten Schäden. An den Kanten der Gewindeflanken und in der Apikalregion war die gesamte poröse Oxidschicht abgetragen. An säuregeätzten Oberflächen fand sich eine reduzierte Oberflächenrauigkeit mit eingeebneten Arealen. Die vorliegenden Ergebnisse stimmen daher bezüglich der qualitativen Morphologie mit der Literatur überein [4].

Im Hinblick auf die quantitative Morphologie zeigten säuregeätzte Implantate eine signifikante

Reduzierung der mittleren Rauigkeit Sa, besonders in der Apikalregion, und des Hybridparameters Sdr ( $p < 0,001$ ) (Tab. 3). Diese Effekte waren bei Straumann-Implantaten stärker ausgeprägt (Mittelwert Sa: - 10,37%) als bei Dentsply-Implantaten (Mittelwerte Sa: - 1,99% und - 0,96%, Tab. 2 und Abb. 3). Demgegenüber zeigten die anodisierten Nobel-Implantate eine signifikante Oberflächendestruktion, die in einem signifikanten Anstieg der mittleren Rauigkeit Sa (Mittelwert: + 5,73%) und des Hybridparameters Sdr (Mittelwert: + 7,13%) zum Ausdruck kam. Ein Vergleich mit der Literatur ist schwierig, weil eine quantitative Evaluation der Oberflächenmorphologie von vier Implantatsystemen nach Insertion in Knochen nach Wissen der Autoren in der zugänglichen Literatur bislang nicht verfügbar ist.

Die Bedeutung unterschiedlicher Oberflächenrauigkeiten für die Einheilung von Titanimplantaten ist in der Literatur gut belegt. Kommerziell erhältliche Dentalimplantate wurden nach ihrer Oberflächenrauigkeit in vier Gruppen eingeteilt [23]: glatt ( $Sa < 0,5 \mu\text{m}$ ), minimal rau ( $Sa = 0,5 - 1,0 \mu\text{m}$ ), moderat rau ( $Sa = 1,0 - 2,0 \mu\text{m}$ ) und rau ( $Sa > 2,0 \mu\text{m}$ ). Die Oberflächenrauigkeit nimmt mit der Größe der verwendeten Strahlpartikel zu [24]. So sind Oberflächen nach Bearbeitung mit  $25 \mu\text{m}$ -Partikeln rauer als maschinerte Areale, aber glatter als nach Strahlung mit  $75 \mu\text{m}$ - beziehungsweise  $250 \mu\text{m}$ -Partikeln. Die typischen Sa-Werte bewegen sich in der Größenordnung von  $0,5$  bis  $2,0 \mu\text{m}$ . Nach zwölf Wochen Einheilung zeigten Implantate mit  $25 \mu\text{m}$ - und  $75 \mu\text{m}$ -Strahlung höhere Ausdrehmomente als maschinerte Implantate an der Kaninchen-Tibia und am Kaninchen-Femur [25]. Eine optimale biologische Antwort im Hinblick auf das Ausdrehmoment und BIC-Werte wird bei einer mittleren Rauigkeit von  $1,5 \mu\text{m}$  erreicht; das Strahlgut selbst –  $\text{TiO}_2$  oder  $\text{Al}_2\text{O}_3$  – hatte bei einer Partikelgröße von  $25 \mu\text{m}$  nach zwölf Wochen Heilungszeit keinen Einfluss [26].

Interessanterweise konnte keine Korrelation von zunehmender Rauigkeit und der Ionenfreisetzung gefunden werden, weder in vitro noch in vivo [27]. Diese Messungen wurden jedoch nach Wissen der Autoren nur an Implantatoberflächen vor der Insertion durchgeführt, nicht jedoch nach dem Insertionsvorgang. Daher könnten Unterschiede in der Knochenhärte und nachfolgende unterschiedliche Oberflächenveränderungen der Implantate [28] auch andere biologische Konsequenzen ergeben. Diese Annahme wird durch eine neuere Untersu-

chung unterstützt, in der gezeigt wurde, dass es infolge des Insertionsvorgangs zu signifikanten Veränderungen der Titan- und Kohlenstoffkonzentration an der Implantatoberfläche kommt [29]. Da zudem während des Insertionsvorgangs mechanisch abgeriebene Partikel chronische Entzündungen auslösen können [30] und zur Freisetzung präinflammatorischer Zytokine wie IL-6, IL-8 und TNF-alpha beitragen können [31], sollte die Härte der verwendeten Implantatoberfläche in die chirurgische Implantatplanung einbezogen werden.

Diese Untersuchung hat eine Reihe von Limitationen. Die Implantate wurden in vitro in Schweineknöchel inseriert und die Ergebnisse könnten daher nicht vollständig repräsentativ für humanen Knochen sein. Zudem erlaubt die 3-D-Konfokalmikroskopie keine Analyse der Oberflächenchemie. Ebenso wurden die biologischen Effekte von unterschiedlichem Titanabrieb nicht untersucht.

### Zusammenfassung

In den untersuchten Zonen zeigten Implantate des Ankylos-, Frialit- und Straumann-Systems überwiegend eine Reduzierung der mittleren Oberflächenrauigkeit Sa, der maximalen Oberflächenrauigkeit

Sz und der Oberflächenvergrößerung Sdr. Dagegen wiesen NobelReplace-Implantate überwiegend eine Zunahme dieser drei Parameter auf. In der Apikalregion waren die Unterschiede zwischen den vier Implantatsystemen für alle drei Parameter Sa, Sz und Sdr statistisch hochsignifikant.

Der Insertionsvorgang hatte somit an allen vier Implantatoberflächen zu Veränderungen der Oberflächenmorphologie geführt. Anodisierte Oberflächen scheinen aber stärker verändert zu werden als subtraktiv aufgeraute Implantate. Zur Minimierung des Partikelabriebs sollte die Härte der verwendeten Implantatoberfläche in die chirurgische Implantatplanung einbezogen werden.

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Herbert Deppe

Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie  
Technische Universität München, Klinikum rechts der Isar  
Ismaninger Straße 22, 81675 München  
herbert.deppe@tum.de

Literatur bei den Verfassern

Dieser Beitrag wurde auch zur Publikation in der Zeitschrift „Clinical Oral Investigations“ unter dem Titel „Dental implant surfaces after insertion in bone: An in vitro study in four commercial implant systems“ angenommen.

## Abwechslungsreiches Fortbildungsprogramm

Mit seinen Top-Referenten greift der Zahnärztliche Arbeitskreis Kempten auch in diesem Jahr wieder aktuelle, aber auch ungewöhnliche Themen auf. Highlight im ersten Halbjahr ist der Themenkomplex zur Schlafmedizin in Theorie und Praxis. Zwei hochkarätige Referenten geben eine Einführung sowie ein Update: DDS W. Keith Thornton, Dallas/USA, und Dr. Aarnoud Hoekema, Heerenveen/Niederlande, erklären vom 12. bis 14. April nicht nur das „zahnärztliche Problem“, sondern sie liefern auch eine „zahnärztliche Lösung“, inklusive Hands-on-Kurs. Die Veranstaltung findet in englischer Sprache statt, der Theorie-Teil wird simultan übersetzt.

### Kemptener TeamDay

Der Zahnärztliche Arbeitskreis Kempten ist bekannt dafür, zahnärztliche und zahntechnische Kompetenz in seinen Fortbildungen auf hohem Niveau miteinander zu verknüpfen. Der jährliche TeamDay in Kempten markiert traditionell den Höhepunkt im Fortbildungsjahr und liefert Zahnärzten, Zahntechnikern und Praxisteams neue Ansätze. Bei der diesjährigen Veranstaltung am 20. April

geht es um Vollkeramik digital – ein zweiteiliger Vortrag von und mit Dr. Urs Brodbeck, Zürich/Schweiz, um den Umgang mit Biofilm, den Einstieg in die Aligner-Therapie und nicht zu vergessen um die endodontischen Falldarstellungen des Vorsitzenden des Arbeitskreises, Dr. Josef Diemer, Meckenbeuren. Im parallel laufenden Programm für das Praxisteam stehen die Praxishygiene, der Umgang mit Medizinprodukten, aber auch das Auftreten in der Praxis im Mittelpunkt. Durch das Programm des diesjährigen TeamDays führt wieder Dr. Ralph Heel, Meitingen-Herbertshofen, der auch die Expertenrunde „Endo“ moderieren wird.

Der Geheimtipp im Fortbildungsjahr wartet übrigens im Oktober auf fortbildungswillige Zahnärzte: Dr. Pierpaolo Cortellini, Florenz/Italien, wird sein therapeutisches Konzept im Umgang mit gingivalen Rezessionen preisgeben. Das gesamte Kursprogramm 2018 sowie Anmelde-möglichkeiten gibt es auf der runderneuerten Internetseite des Zahnärztlichen Arbeitskreises Kempten:

[www.zahn.org](http://www.zahn.org)

Redaktion