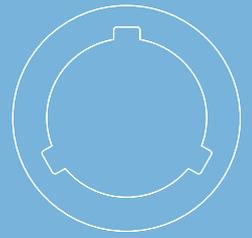
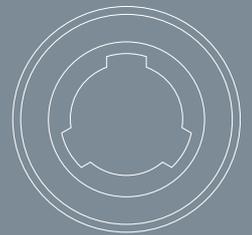


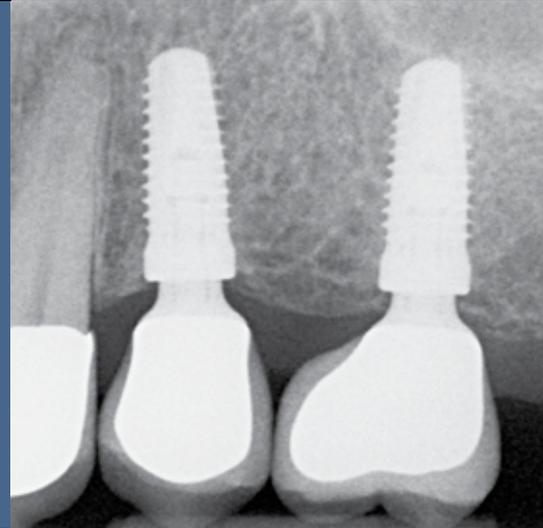
CAMLOG[®]
SYSTEM



CONELOG[®]
SYSTEM



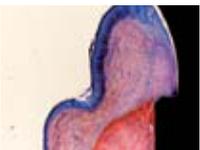
**CAMLOG UND
WISSENSCHAFT**



a perfect fit[™]

camlog

TITELABBILDUNGEN



Histologisches Bild: Erhalt des bukkalen krestalen Knochenniveaus und des Weichgewebe-Attachments an der Implantat-Abutmentschnittstelle eines CONELOG® SCREW-LINE Promote® plus-Implantats nach 12 Wochen bei Hunden.

Mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. F. Schwarz



CONELOG® SCREW-LINE Promote® plus-Implantat (Ø 4,3 mm, Länge 11 mm) im posterioren Oberkiefer ein Jahr nach Belastung.

Mit freundlicher Genehmigung von Dr. M. Schlee

INHALTSVERZEICHNIS

DIE CAMLOG® UND CONELOG® IMPLANTATSYSTEME	4
STABILITÄT VON IMPLANTAT-ABUTMENTVERBINDUNGEN	6
BELASTBARKEIT, DICHTIGKEIT UND PASSUNG MODERNER IMPLANTAT-ABUTMENTVERBINDUNGEN UND PROTHESEN	14
PRÄKLINISCHE STUDIEN	22
KLINISCHE STUDIEN	26
VOLLSTÄNDIGE REFERENZENLISTE	32

DIE CAMLOG® UND CONELOG® IMPLANTATSYSTEME

Das CAMLOG® Implantatsystem mit der patentierten Tube-in-Tube™-Stoßverbindung ist eines der weltweit führenden Implantatsysteme. Seit der Markteinführung im Jahr 1999 wurden mehr als zwei Millionen Implantate inseriert. Um den Kundenbedürfnissen gerecht zu werden, entwickelte die CAMLOG Biotechnologies AG das CONELOG® Implantatsystem und führte es 2011 auf dem Markt ein. Es verfügt über die gleiche „SCREW-LINE“-Außengeometrie wie das CAMLOG® Implantatsystem, aber bietet die konische Implantat-Abutmentverbindung CONELOG® (zum Patent angemeldet, Abb. 1). Einer der wichtigsten Vorteile beider Implantatsysteme ist das einfache Handling in der Prothetik.

Von Anfang an hat die CAMLOG Biotechnologies AG hohe Standards für die wissenschaftliche Dokumentation aller wichtigen Eigenschaften ihrer Implantatsysteme gesetzt – entweder durch eigene Forschung und Entwicklung oder als Sponsor unabhängiger Studienprojekte. Mit der Gründung der CAMLOG Foundation (www.camlogfoundation.org) im Jahr 2006 konnte die Förderung von Projekten in der Grundlagenforschung und angewandten Wissenschaft noch weiter gestärkt werden. Diese langfristige Unterstützung spiegelt sich in der jährlich wachsenden Zahl von Publikationen in angesehenen internationalen Fachzeitschriften wider (Abb. 2).

Diese Broschüre gibt einen Überblick über die zahlreichen veröffentlichten wissenschaftlichen Artikel in Zusammenhang mit den CAMLOG® und CONELOG® Implantatsystemen.

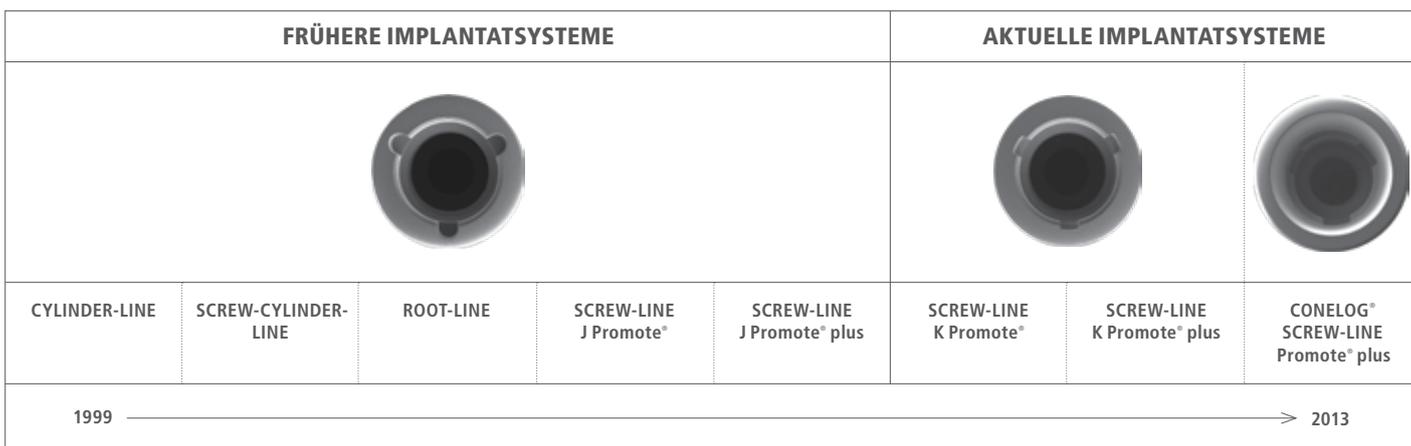


Abb. 1: Geschichte von CAMLOG® und CONELOG®: Entwicklung der Implantat-Abutmentverbindung.

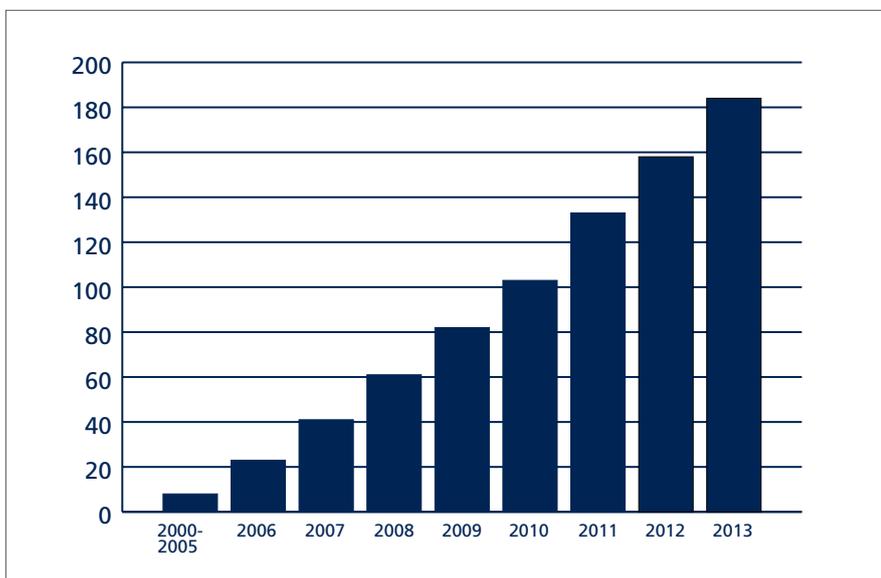
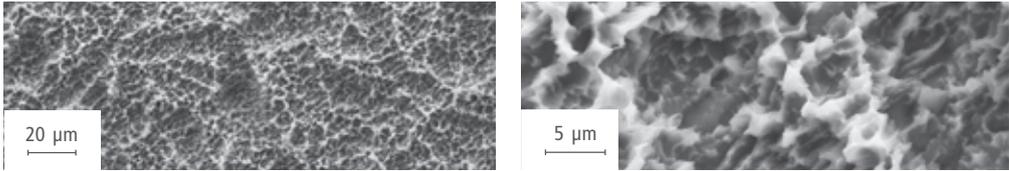


Abb. 2: Kumulierte Anzahl wissenschaftlicher Publikationen 2000 – 2013.

CAMLOG® SCREW-LINE UND CONELOG® SCREW-LINE IMPLANTATE: GEMEINSAMKEITEN UND UNTERSCHIEDE

Implantatsystem	CAMLOG® Implantatsystem		CONELOG® Implantatsystem
Implantat	CAMLOG® SCREW-LINE Promote®	CAMLOG® SCREW-LINE Promote® plus	CONELOG® SCREW-LINE Promote® plus
			
Geometrie	Konisches Gewinde mit zylindrischem Hals		
Raue enossale Oberfläche	Die moderne, sandgestrahlte und säuregeätzte Promote® Oberfläche fördert die schnelle und stabile Osseointegration. Dies wurde in Zellkultur-Experimenten, Tierstudien und klinischen Studien nachgewiesen.		
	 <p>Verschiedene Vergrößerungen von rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen der Promote® Oberfläche</p>		
Maschinerte Oberfläche am Implantathals	1,4 mm	0,4 mm	Nein
Chirurgische Bohrsequenz	Aufgrund der identischen Geometrie aller drei Implantattypen kann ein einziges Chirurgie-Set und die gleiche chirurgische Bohrsequenz verwendet werden.		
Platform Switching	Versorgungen mit und ohne Platform Switching sind möglich		Nur Versorgungen mit Platform Switching sind möglich
Implantat-Abutmentverbindung	 <p>Die Tube-in-Tube™ Verbindung (patentiert) enthält koronal eine 1,9 mm lange zylindrische Bohrung mit drei symmetrisch angeordneten Nuten, die von einer kleineren und längeren zylindrischen Bohrung gefolgt wird. Beim Einsetzen der Abutments erlaubt deren apikale röhrenförmige Verlängerung die einfache, schnelle und sichere Orientierung in der Längsachse des Implantats, bevor die drei Nocken auf der Schulter des Implantats aufsitzen. Durch Drehen ist die korrekte Abutmentposition leicht zu finden.</p> <p>Die CAMLOG® Tube-in-Tube™ Verbindung wurde intensiven Forschungen und Vergleichsstudien mit anderen bekannten Implantatsystemen unterzogen. Dabei wurden für die Tube-in-Tube™ Verbindung überdurchschnittliche Ergebnisse bei der Passgenauigkeit und Vermeidung von Undichtigkeiten ermittelt.</p>		 <p>Die CONELOG® Verbindung (zum Patent angemeldet) besteht aus einem koronalen 1,5 bis 1,9 mm langen, selbsteinrastenden 7,5°-Konus für eine zuverlässige Übertragung von Kraft und Drehmoment, gefolgt von einem kurzen zylindrischen Segment mit drei symmetrisch angeordneten Nuten. Die Nuten des Implantats passen perfekt in die entsprechenden Nocken des Abutments, wodurch eine präzise Positionierung des Abutments möglich ist.</p>
Prothetik	Kleine prothetische Einheiten, Versorgungen auf CAD/CAM-Basis, intraorales Bonding für eine passive Passung, Stegtechnologie für passive Passung und die hochpräzise Anpassung der Sekundärteile an galvanisierte Teleskopkronen sind Standard bei den CAMLOG® und CONELOG® Implantatsystemen.		

Tab. 1: Gemeinsamkeiten und Unterschiede zwischen den CAMLOG® und CONELOG® Implantatsystemen.

STABILITÄT VON IMPLANTAT-ABUTMENT-VERBINDUNGEN

Die Stabilität der Implantat-Abutmentverbindung ist entscheidend für den langfristigen Erfolg von implantatgetragenen prothetischen Versorgung. Eine unpräzise Verbindung kann die Stabilität der Schraubverbindung beeinträchtigen und zu unvorteilhafter Lastübertragung an die Komponenten der Versorgung führen. Die Stabilität der Verbindung hängt von der Präzision der Passung, die wiederum vom Verbindungsdesign beeinflusst wird, und den Fertigungstoleranzen ab. In zahlreichen Studien wurde die Verbindungsstabilität der CAMLOG® und CONELOG® Implantatsysteme analysiert und mit anderen Implantatsystemen verglichen.

PRÄZISION BEI DER REPRODUKTION DER ABUTMENTPOSITION

Um eine präzise Passung der implantatgetragenen Versorgung sicherzustellen, ist die exakte Reproduzierbarkeit der Abutmentposition im Mund des Patienten und im Labor von entscheidender Bedeutung, da die Implantatkomponenten während der Fertigung der Suprastruktur mehrfach repositioniert werden müssen.

Reinert und Geis-Gerstorfer (2007) untersuchten die Passung der Dentalprothetikkomponenten der CAMLOG®, OSSEOTITE® Certain, BPI, FRIALIT® und Straumann synOcta® Implantatsysteme in vitro. In dieser Studie wurde die Situation eines zahnlosen Oberkiefers mit Hilfe von Titan-Demonstrationsmodellen simuliert. Vier Implantate wurden in Form eines Polygons (Gefälle der Implantatachse 15° oder 20°) über die Titanmodelle verteilt und mit einem Bonding-Adhäsiv befestigt. Unter standardisierten Bedingungen wurden Abformungen jedes Titanmodells genommen und Gipsmodelle angefertigt. Die Präzision der Systeme wurde durch die Messung von sechs Distanzen zwischen den vier verbundenen Abutments der Schaumodelle mit einem 3D-Koordinaten-Messgerät untersucht (Abb. 3). Die gemessenen Werte unterscheiden sich je nach Design und Fertigungspräzision. Die Messvarianz ist ein Indikator für die Passgenauigkeit des gesamten Systems, einschließlich Implantat, Abformpfosten, Laborimplantat und Abutment.

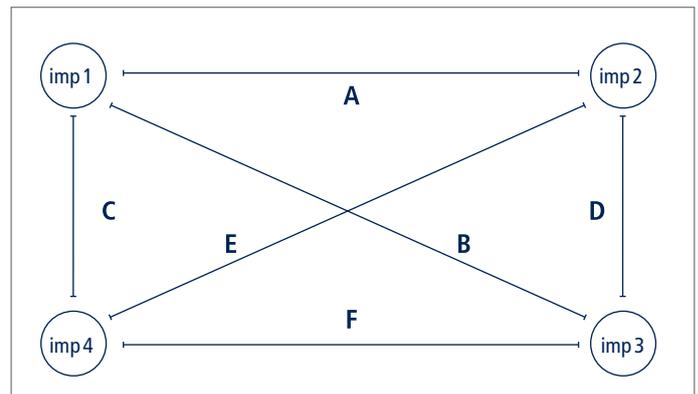
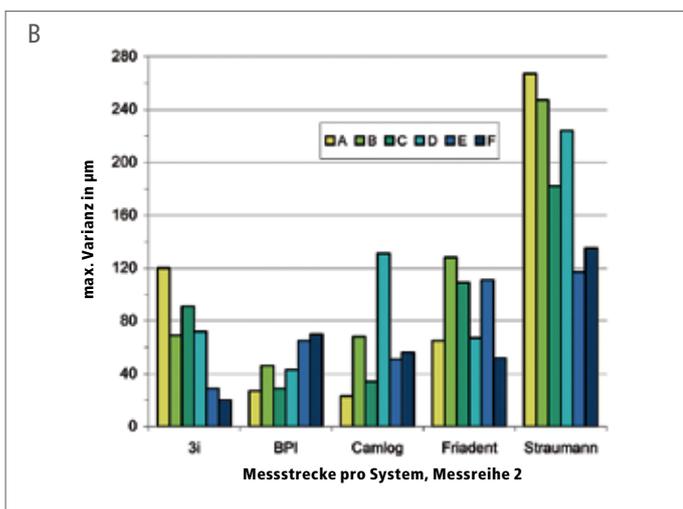
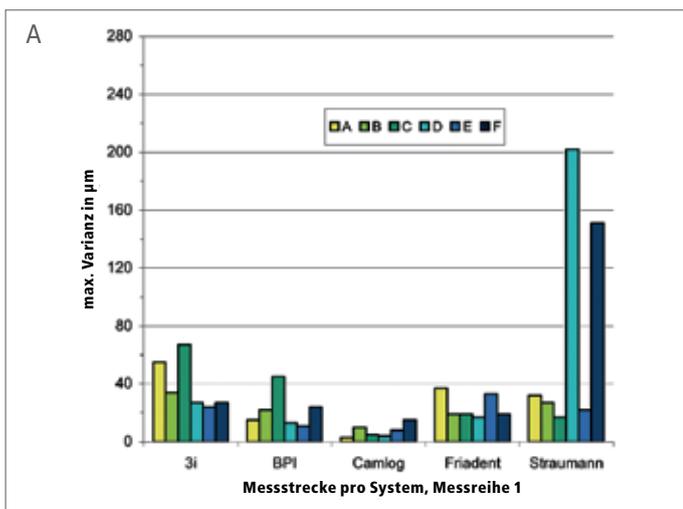


Abb. 3: Schematische Darstellung der Implantatverteilung auf dem Schaumodell und der entsprechenden Messdistanzen. (Übernommen von Reinert und Geis-Gerstorfer (2007)). Bildbeschreibung: Messdistanz A = imp1 – imp2, B = imp1 – imp3, C = imp1 – imp4, D = imp2 – imp3, E = imp2 – imp4, F = imp3 – imp4

Es wurden drei Messreihen durchgeführt. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 4A bis 4C und Tabelle 2 dargestellt. Jede Spalte steht für die gemessenen Werte in einer Messstrecke. In der Messreihe 1 fiel das CAMLOG® Implantatsystem besonders auf. Die mittlere Messvarianz lag innerhalb der Messgenauigkeit des Messgeräts, die in Vortests ermittelt worden war. Die Messreihe 2 zeigte die größte Messvarianz, da hier das Abformmaterial und der Gips als Fehlerquelle hinzugefügt worden waren. Die Forscher vermuteten, dass das Design des Abformpfostens von entscheidender Wichtigkeit ist. Hier schien das BPI-System Vorteile zu bieten. In der Messreihe 3 war das CAMLOG® Implantatsystem wieder überlegen und zeigte die geringste Messvarianz.

Die Autoren folgerten, dass die Passungspräzision einer Suprastruktur oder eines Implantats nicht allein durch den Fertigungsprozess im Dentallabor bestimmt wird, sondern auch systembedingt durch eine unzureichende Passung des Abutments auf dem Implantat beeinträchtigt werden kann.



3i	BPI	CAMLOG	Friadent	Straumann
Erneute Anbringung der Abutments am Titanmodell				
39,0 µm	21,7 µm	7,5 µm	24,0 µm	75,2 µm
Präzision des gesamten Systems				
66,8 µm	46,7 µm	60,5 µm	88,7 µm	195,3 µm
Erneute Anbringung der Abutments auf dem Gipsmodell				
28,3 µm	24,0 µm	8,0 µm	23,8 µm	27,3 µm

Tab. 2: Durchschnittswerte in der Messreihe. (Übernommen von Reinert und Geis-Gerstorfer (2007)).

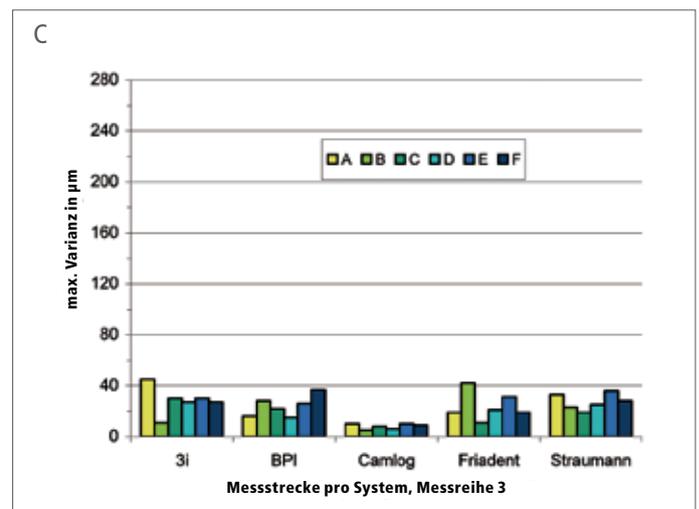


Abb. 4A: Die Abutments wurden siebenmal vom Titan-/Patientenmodell abgenommen und mit Drehmomenten von 10, 20 und 30 Ncm erneut auf dem selben Modell befestigt, um die systeminhärenten Ungenauigkeiten zu analysieren, die durch die Abutment/Implantat-Befestigungsmethode entstehen. (Reinert und Geis-Gerstorfer 2007, reproduziert mit freundlicher Genehmigung des Deutschen Ärzte-Verlags).

Abb. 4B: Passungenauigkeiten durch die Transfermethode mit offenen Abformungen wurden bewertet, indem sechs Gipsabformungen von einem Titanmodell genommen wurden. Die Auswirkung des Abformmaterials und des Gipses auf die Präzision ist evident. (Reinert und Geis-Gerstorfer 2007, reproduziert mit freundlicher Genehmigung des Deutschen Ärzte-Verlags).

Abb. 4C: Beeinträchtigungen der Präzision und Stabilität oder Widerstandsfähigkeit der Laborimplantate während des Fertigungsprozesses von Suprastrukturen im Labor wurden bewertet, indem alle Abutments siebenmal von einem der sechs Gipsabgüsse entfernt und mit Drehmomenten von 10, 20 und 30 Ncm wieder auf dem selben Modell befestigt wurden. (Reinert und Geis-Gerstorfer 2007, reproduziert mit freundlicher Genehmigung des Deutschen Ärzte-Verlags).

ROTATIONSPASSUNG: VERGLEICH VON IMPLANTATSYSTEMEN

Edinger et al. (2007) untersuchten in vitro die Rotationspassung der Astra Tech, CAMLOG®, OSSEOTITE® Certain, Brånemark und Replace™ Select Implantatsysteme. Je nach Art der Befestigung des Abutments auf dem Implantat (manuell, 30 Ncm, Linksanschlag, Rechtsanschlag) wurde ein Rotationsspiel von 0,46° bis 3,50° gemessen. Das CAMLOG® Implantatsystem zeigte mit nur 0,46° bis 1,20° eine vorteilhafte Spanne des Rotationsspiels (Abb. 5).

Weiterhin fanden Edinger et al. (2007), dass das Rotationsspiel zwischen dem Abutment und der Suprastruktur geringer ist als das zwischen dem Abutment und dem Implantat oder dem Laborimplantat (Spanne: 0,6°). Klinisch relevant ist daher das Rotationsspiel zwischen dem Abutment und dem Implantat oder Laborimplantat.

Die Autoren folgerten, dass das Rotationsspiel aller untersuchten Implantatsysteme – unabhängig vom Verbindungstyp – eine Fehlerquelle darstellt. Sie leiteten aus der Versuchsanordnung ab, dass die Suprastruktur die Fehlposition des Abutments auf dem Implantat bestenfalls bis zu einem gewissen Grad kompensieren kann. Für den Zahntechniker bedeutet dies: Je präziser er arbeitet, umso höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass bei der Einprobe Probleme auftreten. In anderen Worten: Je präziser der Zahntechniker arbeitet, desto geringer muss das Rotationsspiel der Komponenten sein.

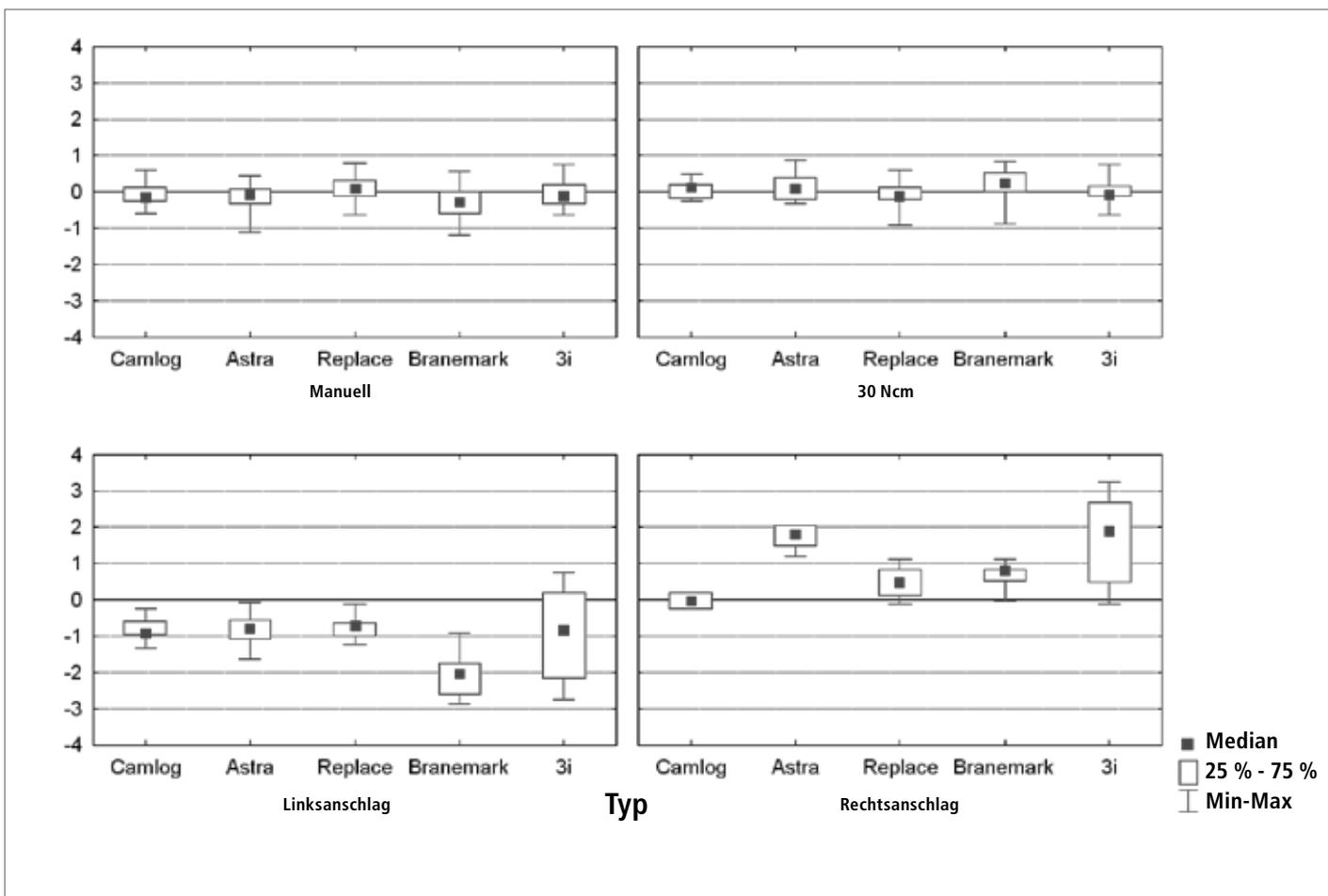


Abb. 5: Box-Plot des Rotationswinkels der einzelnen Implantattypen für jede der vier Messmethoden: manuell, 30 Ncm, Linksanschlag, Rechtsanschlag. (Edinger et al. (2007), reproduziert mit freundlicher Genehmigung von BDIZ EDI).

DAS DESIGN DES POSITIONSDIXES DES IMPLANTATS BEEINFLUSST DIE ROTATIONSPASSUNG

Die Stabilität der Implantat-Abutmentverbindung wird vom Positionsdix, der als Anti-Rotationsmechanismus fungiert, sichergestellt. In unterschiedlichen Implantatsystemen werden für die Positionsdix verschiedene geometrische Designs verwendet. Hauptfaktor für die horizontale Stabilität der Implantat-Abutmentverbindung ist die Rotationsfreiheit. Eine Rotations-Dislokation des Abutments kann die Passung der prothetischen Suprastruktur beeinträchtigen.

Eine Forschungsgruppe an der Charité in Berlin untersuchte den Einfluss des geometrischen Designs der Positionsdix auf die horizontale Positionsdixstabilität des Abutments (Semper et al., 2009a). Die Gruppe führte mathematische Analysen an drei gängigen geometrischen Designs durch: regelmäßige Polygon-Schnittstellen (Steri Oss und Astra Tech Implantatsysteme), abgerundete polygonale Muster (Replace™ Select Implantatsystem) und die Nocken-Nut-Verbindung des CAMLOG® Implantatsystems. Die Berechnungen zeigten eindeutig, dass das geometrische Design und die Größe des Positionsdix die Rotationsfreiheit und somit die horizontale Stabilität des Abutments beeinflussen.

GUTE ROTATIONSPASSUNG BEI NOCKEN-NUT-DESIGN

In einer anderen Studie verwendeten Semper et al. (2009b) mathematische Analysen und 3D-Simulationen, um die Rotationsfreiheit der drei vorher beschriebenen Positionsdix-Designs zu vergleichen, d. h. regelmäßiges Polygon, abgerundetes Polygon und das Nocken-Nut-Muster. Sie nahmen an, dass die Fertigungstoleranzen, das geometrische Muster und die Dimensionen des Index die Positionsdixstabilität nicht beeinflussen. Die Studie zeigte, dass die beobachtete bidirektionale Rotation bei einem spezifischen Abstand von 20 µm zwischen Implantat und Abutment je nach dem Positionsdix-Design des Implantatsystems variierte. Die höchste positionale Freiheit, d. h. die schlechteste Rotationspassung, wurde für den Positionsdix von regelmäßigen Polygonen berechnet (Variation von 3,0° bis 3,7°). Beim abgerundeten polygonalen Muster wurde eine bessere Positionsdixstabilität festgestellt (1,9°) (Abb. 6). Die höchste Positionsdixpräzision wurde jedoch für das Nocken-Nut-Design berechnet (1,4°).

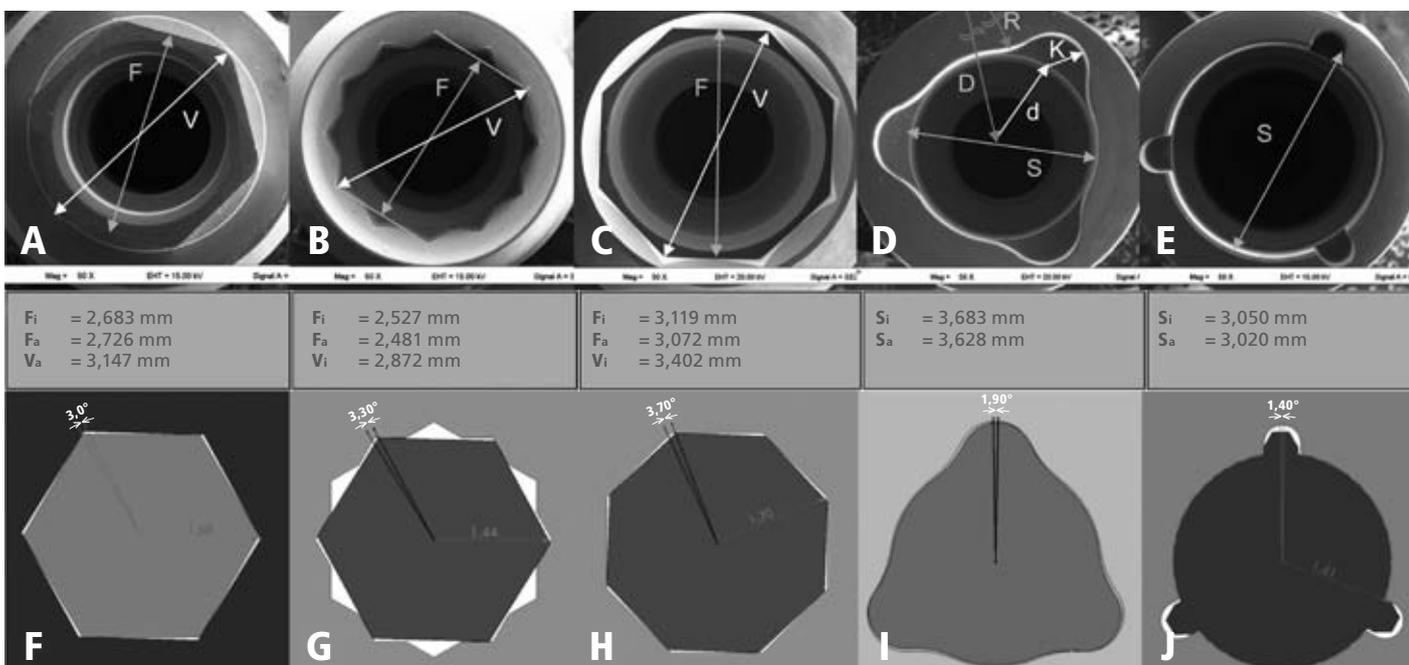


Abb. 6: Rotationsfreiheit von regelmäßigen polygonalen Mustern, polygonalen Profilen und anderen Mustern. (A) Messpunkte und Messergebnisse des hexagonalen Positionsdix (Steri Oss). (B) Messpunkte und Messergebnisse des dodekaedrischen Positionsdix (Astra Tech). (C) Messpunkte und Messergebnisse des oktagonalen Positionsdix (Straumann). V = Eckmaß, F = Schlüsselweite demonstriert am Positionsdix des Implantats. (D) Messpunkte und Messergebnisse des polygonalen Profil-Positionsdix (Replace Select). K = Radius der Wölbung, R = Radius des äußeren Bogens an der Nut des Implantats, D = Distanz zwischen dem Zentrum des äußeren Bogens des Implantats und der Rotationsachse, d = Distanz vom Zentrum des inneren Bogens bis zur Rotationsachse, S = auf dem Implantat-Positionsdix demonstrierter Durchmesser. (E) Messpunkte

und Messergebnisse der Nocken-Nut-Verbindung (CAMLOG). S = Durchmesser, R = Distanz zwischen Kontaktpunkt und Rotationsachse, δ = Winkel zwischen R und der Implantatwand, demonstriert am Implantat-Positionsdix. (F) 3D-Simulation: Rotationsfreiheit beim Steri Oss-System (Hexagon). (G) 3D-Simulation: Rotationsfreiheit beim Astra Tech-System (Dodekagon). (H) 3D-Simulation: Rotationsfreiheit beim Straumann-System (Oktagon). (I) 3D-Simulation: Rotationsfreiheit beim Replace Select-System. (J) 3D-Simulation: Rotationsfreiheit beim CAMLOG-System. (Semper et al. (2009b), reproduziert mit freundlicher Genehmigung von Thomson Reuters Corp, USA).

Mithilfe einer dreidimensionalen Computersimulation beurteilte dieselbe Gruppe die klinische Relevanz der Rotationsfreiheit von angulierten Abutments für die marginale Passung von prothetischen Suprastrukturen (Semper et al. 2010a). Die horizontale Verlagerung von virtuell konstruierten idealisierten Abutments mit verschiedenen Angulierungen (Spanne von 0 bis 20°) wurde mit den zuvor beschriebenen verschiedenen Graden der Rotationsfreiheit simuliert (Spanne von 0,7 bis 1,85°) (Semper et al., 2009b).

Nach der Quantifizierung der resultierenden Verlagerung wurde eine weitere Simulation durchgeführt: Suprastrukturen mit verschiedenen definierten internen Spalten (5 µm, 60 µm und 100 µm) wurden druckfrei auf den verlagerten Abutments positioniert. Der entstehende Randspalt zwischen dem Abutment und der Suprastruktur wurde mit der Software bestimmt. (Tab. 3).

DIE MARGINALE PASSUNG DER SUPRASTRUKTUR BEI VERSCHIEDENEN ANGENOMMENEN INTERNEN PRÄZISIONSWERTEN SIMULIERT MIT VERSCHIEDENEN GRADEN DER ROTATIONSFREIHEIT UND DER ABUTMENT-ANGULATION

Interner Spalt / Abutment-Angulation Angulation	Rotationsfreiheit ($\alpha/2$)				
	0,7 Grad	0,95 Grad	1,5 Grad	1,65 Grad	1,85 Grad
5 µm angenommene interne Präzision					
0 Grad	17 µm	40 µm	183 µm	203 µm	266 µm
5 Grad	187 µm	316 µm	578 µm	633 µm	782 µm
10 Grad	401 µm	597 µm	1,03 mm	1,17 mm	1,31 mm
15 Grad	597 µm	868 µm	1,47 mm	1,66 mm	1,87 mm
20 Grad	796 µm	1,11 mm	1,82 mm	2,05 mm	2,33 mm
60 µm angenommene interne Präzision					
0 Grad	18 µm	23 µm	33 µm	43 µm	45 µm
5 Grad	18 µm	23 µm	33 µm	43 µm	45 µm
10 Grad	18 µm	23 µm	33 µm	43 µm	45 µm
15 Grad	18 µm	23 µm	33 µm	89 µm	316 µm
20 Grad	18 µm	23 µm	33 µm	576 µm	802 µm
100 µm angenommene interne Präzision					
0 Grad	19 µm	25 µm	37 µm	44 µm	50 µm
5 Grad	19 µm	25 µm	37 µm	44 µm	50 µm
10 Grad	19 µm	25 µm	37 µm	44 µm	50 µm
15 Grad	19 µm	25 µm	37 µm	44 µm	50 µm
20 Grad	19 µm	25 µm	37 µm	44 µm	162 µm

Tab. 3: Die Größe des marginalen Randspalts der Suprastruktur ist abhängig vom Grad der Abutment-Angulation und der Rotationsfreiheit mit einer Spanne von 17 µm bis maximal 2,33 mm, wenn die interne Präzision der Suprastruktur 5 µm beträgt. Eine Spanne von 18 µm bis 802 µm wurde bei einer internen Präzision von 60 µm, und von 19 µm bis 162 µm bei 100 µm beobachtet.

Basierend auf diesen Ergebnissen folgerten die Autoren, dass die Rotation des Abutments aufgrund seines Einflusses auf die marginale Passung der prothetischen Suprastruktur klinisch relevant ist. (Übernommen von Semper et al. (2010a)).

EFFEKT DES VERBINDUNGSDESIGNS AUF DIE PRÄZISION DER REPOSITIONIERUNG

Die oben beschriebenen theoretischen Berechnungen (Semper et al., 2009a; Semper et al., 2009b und Semper et al., 2010a) wurden in einer experimentellen in-vitro-Studie überprüft. Die Positionsstabilität von fünf verschiedenen Implantatsystemen (ITI, Steri-Oss, CAMLOG®, Astra Tech und Replace™ Select) wurde nach mehrfacher manueller De- und Remontage verglichen (Semper et al., 2010b).

Die fünf Implantate wurden mit verschiedenen Winkeln in ein Edelstahlmodell eingesetzt, um eine typische klinische Situation zu simulieren (Abb. 7). Drei Testpersonen de- und montierten die Abutments jedes Implantatsystems je zwanzigmal mit systemspezifischen Schraubendrehern. Jegliche rotatorische, vertikale und verkippende Lageänderung von der initial

gemessenen Position wurde mit einem Koordinatenmessgerät überwacht. Die Rotationsfreiheit reichte von 0,92 bis 4,92°. CAMLOG® zeigte eine signifikant geringere Rotationsdiskrepanz als die anderen getesteten Systeme (Abb. 8A). Die Systeme mit horizontaler Stoßverbindung wiesen signifikant geringere vertikale Positionsveränderungen als konische Implantat-Abutmenverbindungen auf (Abb. 8B). Bei den verkippenden Positionsänderungen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantatsystemen (Abb. 8C). Die Autoren folgerten, dass die Repositionierung von rotationssicheren Abutments auf den Implantaten zu einer dreidimensionalen Abweichung von der initialen Position führt, und dass die Präzision der Repositionierung vom geometrischen Design der Implantat-Abutmentschnittstelle beeinflusst wird.

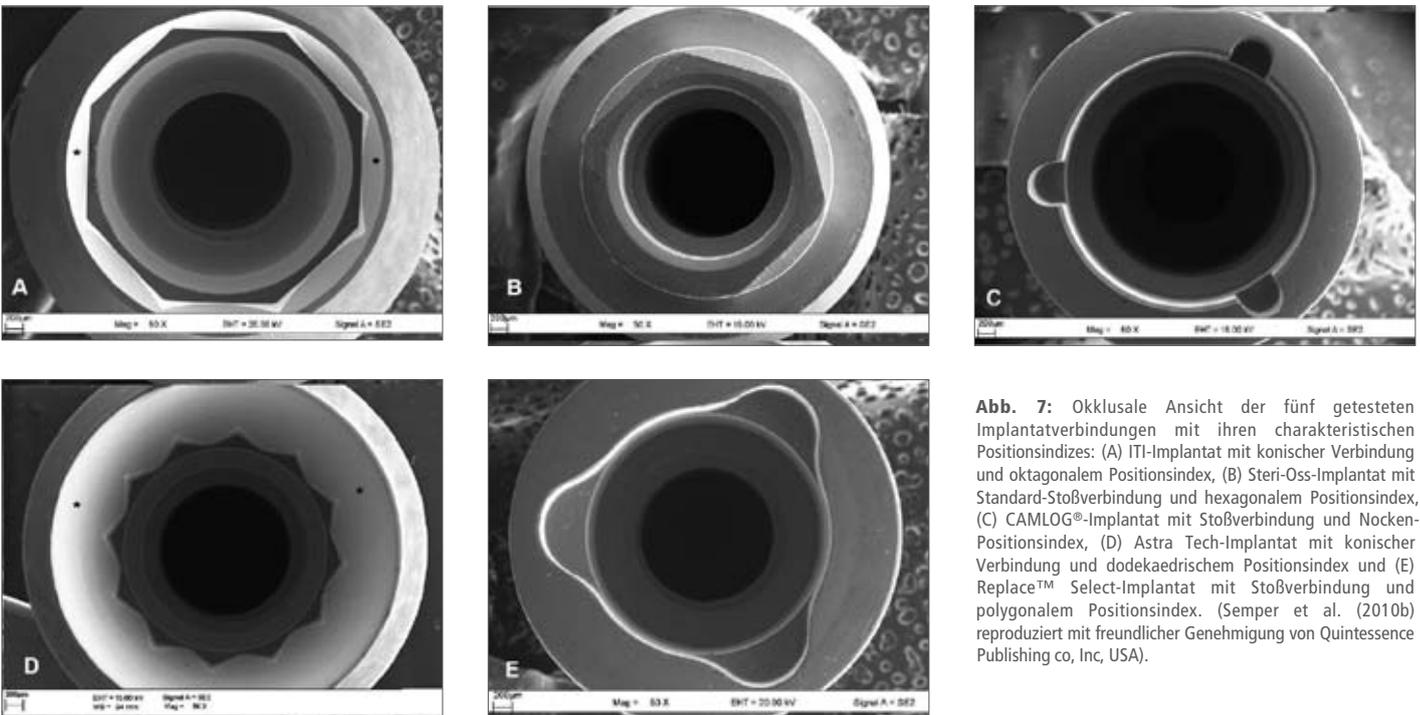


Abb. 7: Okklusale Ansicht der fünf getesteten Implantatverbindungen mit ihren charakteristischen Positionsindizes: (A) ITI-Implantat mit konischer Verbindung und oktagonalem Positionsindex, (B) Steri-Oss-Implantat mit Standard-Stoßverbindung und hexagonalem Positionsindex, (C) CAMLOG®-Implantat mit Stoßverbindung und Nocken-Positionsindex, (D) Astra Tech-Implantat mit konischer Verbindung und dodekaedrischem Positionsindex und (E) Replace™ Select-Implantat mit Stoßverbindung und polygonalem Positionsindex. (Semper et al. (2010b) reproduziert mit freundlicher Genehmigung von Quintessence Publishing co, Inc, USA).

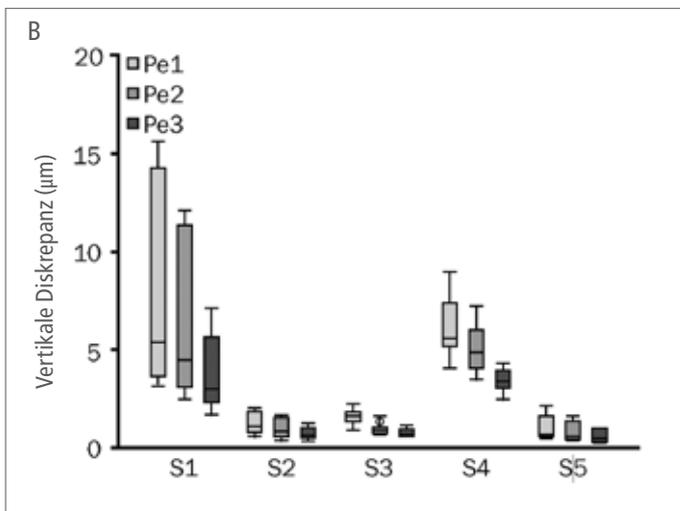
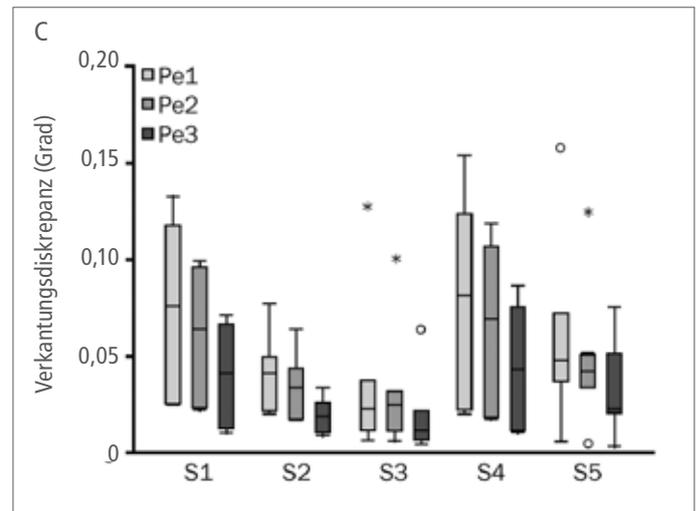
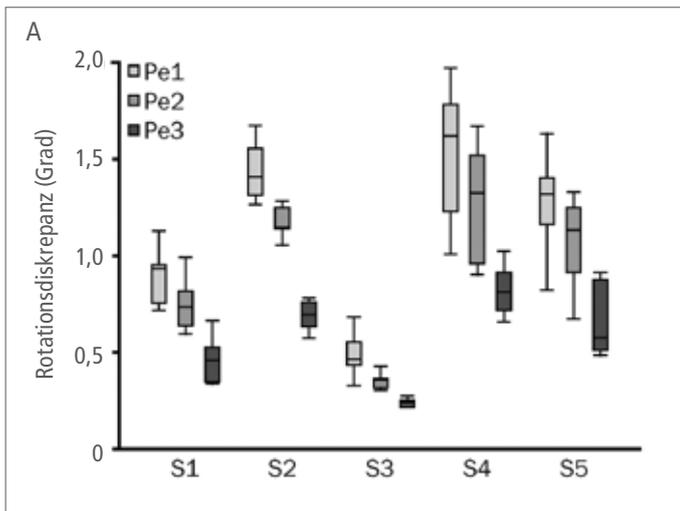


Abb. 8 A–C: Rotationsabweichungen (A), vertikale Abweichungen (B) und Verkantungsdiskrepanzen (C) nach wiederholter Abnahme und erneuter Anbringung. Mittlere Werte. Pe1-, Pe2-, Pe3-Testpersonen führten die Tests durch. S1 Straumann® Tissue Level, S2 SteriOss, S3 CAMLOG®, S4 Astra Tech, S5 Replace™ Select. (Semper et al. (2010b) reproduziert mit freundlicher Genehmigung von Quintessence Publishing co, Inc, USA).

KONISCHE VERBINDUNG: POSITIONSTABILITÄT

Mit Hilfe der theoretischen Berechnungen und der experimentellen Versuchsanordnung von Semper et al. wurde kürzlich die Positionsstabilität von verschiedenen Implantatsystemen mit konischen Implantat-Abutmentverbindungen untersucht, d. h., NobelActive™, Bone Level, Ankylos C/X und CONELOG® (Semper-Hogg et al., 2012). Auch wenn eine Fehlpositionierung des Abutments bei allen getesteten Implantatsystemen möglich war, waren

die Werte der Rotationsdiskrepanz beim CONELOG® Implantatsystem deutlich geringer als bei den anderen drei Implantatsystemen. Die mittlere Rotation betrug 0,25° und die maximale Spanne lag bei 2,14° bei den CONELOG® Implantaten. Die große Übereinstimmung der Ergebnisse der mathematischen Analysen und der Experimente werteten die Autoren als Hinweis auf die hochpräzise Fertigung des CONELOG® Implantatsystems.

ZUSAMMENFASSUNG

Die Stabilität der Implantat-Abutmentverbindung wird stark von der Präzision der Passung, dem Verbindungsdesign und der Herstellungspräzision beeinflusst. Mehrere Forschungsgruppen analysierten und verglichen die Stabilität von verschiedenen Implantat-Abutmentverbindungen. Die CAMLOG® Tube-in-Tube™-Verbindung mit dem Nocken-Nut-Index-Design zeigte in diesen Analysen vorteilhafte Ergebnisse für die Präzision bei der Reproduzierbarkeit der Abutmentposition, die Rotationspassung,

die Belastungsverteilung und die Belastungsaufnahme. Obwohl konische Verbindungen designbedingte Nachteile bei der Passgenauigkeit und Belastungsverteilung haben können, lieferte die CONELOG® Implantat-Abutmentverbindung in Studien Belege für eine hochpräzise Fertigung und bessere Positionsstabilität als andere konische Verbindungen.

REFERENZEN

Edinger D, Kahler E, Hilgers R. (2007) Untersuchung der Rotationspassgenauigkeit. BDIZ EDI konkret 2: 68-71

Reinert M, Geis-Gerstorfer J. (2007) Vergleichende Untersuchung zur Passgenauigkeit von prothetisch-zahntechnischen Komponenten verschiedener Implantatsysteme. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 62: 668-74

Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. (2009a) Theoretical considerations: implant positional index design. J Dent Res 88(8): 725-30

Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. (2009b) Theoretical optimum of implant positional index design. J Dent Res 88(8): 731-5

Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K. (2010a) Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: theoretical considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 25(4): 752-8

Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. (2010b) Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. Int J Oral Maxillofac Implants 25(1): 86-94

Semper-Hogg W, Kraft S, Stiller S, Mehrhof J, Nelson K. (2012) Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant-abutment connection. Clin Oral Investig 17(3): 1017-23

BELASTBARKEIT, DICHTIGKEIT UND PASSUNG MODERNER IMPLANTAT-ABUTMENT-VERBINDUNGEN UND PROTHESEN

Das Design der Implantat-Abutmentverbindung ist von hoher Relevanz für die Belastungsaufnahme sowie für die langfristige Stabilität der periimplantären Hart- und Weichgewebe. Mikrospalten zwischen dem Implantat und dem Abutment begünstigen die mikrobielle Besiedlung der Implantat-Abutmentschnittstelle. In der Folge können Endotoxine in das umgebende Gewebe eindringen und Entzündungsprozesse auslösen, die zu Knochenresorption und Implantatverlust führen. Während weithin akzeptiert ist, dass Stoßverbindungen Mikrospalten aufweisen, wurde die Situation bei konischen Verbindungen viele Jahre lang diskutiert, da zahlreiche direkte Visualisierungstests fehlschlagen. Aktuelle Studien geben tieferen Einblick in die Belastbarkeit und die Entstehung von Spalten bei verschiedenen Implantatsystemen.

Ebenfalls wichtig für den Langzeiterfolg von implantatgetragenen Versorgungen sind das Abutmentmaterial, die prothetische Passung sowie die Wiederabnehmbarkeit von Kronen im Fall von biologischen oder technischen Problemen. Zu diesen Themen wurden verschiedene Studien mit den CAMLOG® und CONELOG® Implantatsystemen durchgeführt.

VERBINDUNGSDESIGN UND BELASTBARKEIT

Beeinflusst das Design der Implantat-Abutmentverbindung die Belastbarkeit? Eine Forschungsgruppe aus Hannover verglich verschiedene Implantatsysteme in einer in-vitro-Studie (Dittmer et al., 2011). Bei zentral in Kunststoffmaterialien eingebetteten Implantaten wurden Abutments eingesetzt und entsprechend den Empfehlungen der Hersteller mit Schraubendrehern festgezogen. Mit einem Universal-Prüfgerät wurde eine Belastung im 30° Winkel zur Achse aufgebracht und linear bis zum Versagen erhöht. Obwohl alle getesteten Implantate eine Belastungskapazität zeigten, die deutlich höher war als die durchschnittlichen Kaukräfte, konnten die Autoren eindeutig nachweisen, dass das Verbindungsdesign die Belastbarkeit sowie die Art des Versagens signifikant beeinflusst. Die CAMLOG® Implantate zeigten vorteilhafte Ergebnisse bei der Belastbarkeit (Abb. 9).

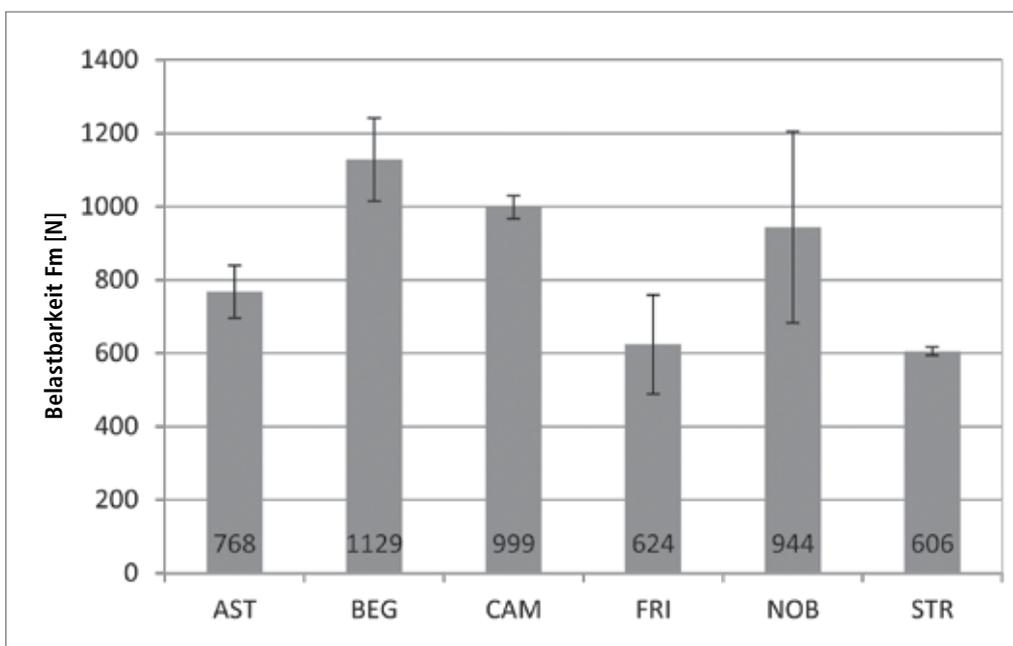


Abb 9: Belastbarkeit (Fm) in Abhängigkeit vom Typ der Implantat-Abutmentverbindung. Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind dargestellt. AST – Astra Tech, BEG – Bego, CAM – CAMLOG®, FRI – Friudent, NOB – Nobel, STR – Straumann. (Übernommen von Dittmer et al. (2011)).

ERMÜDUNGSWIDERSTAND UND DICHTIGKEIT: VERGLEICH VON CAMLOG® UND ANDEREN IMPLANTATSYSTEMEN

Steinebrunner et al. (2005a, 2005b) prüften den Einfluss der langfristigen dynamischen Belastung auf die Bruchfestigkeit von fünf Implantatsystemen, davon eines mit externer Verbindung (Brånemark) und vier mit Innenverbindungen (FRIALIT®-2, Replace™ Select, CAMLOG® und Screw-Vent®). Die Testmodelle wurden für maximal 1,2 Millionen Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz in einem Dualachsen-Kausimulator einer dynamisch alternierenden Belastung unterzogen, bevor die maximale Belastung zur Ermittlung der Bruchfestigkeit aufgebracht wurde (Abb. 10). Die Ergebnisse zeigten, dass die CAMLOG® und die Replace™ Select Implantatsysteme mit tiefen Tube-in-Tube-Verbindungen und Nocken-Nut-Fixationen den höchsten Wert bei der Bruchfestigkeit erreichten (Tab. 4 und Abb. 11).

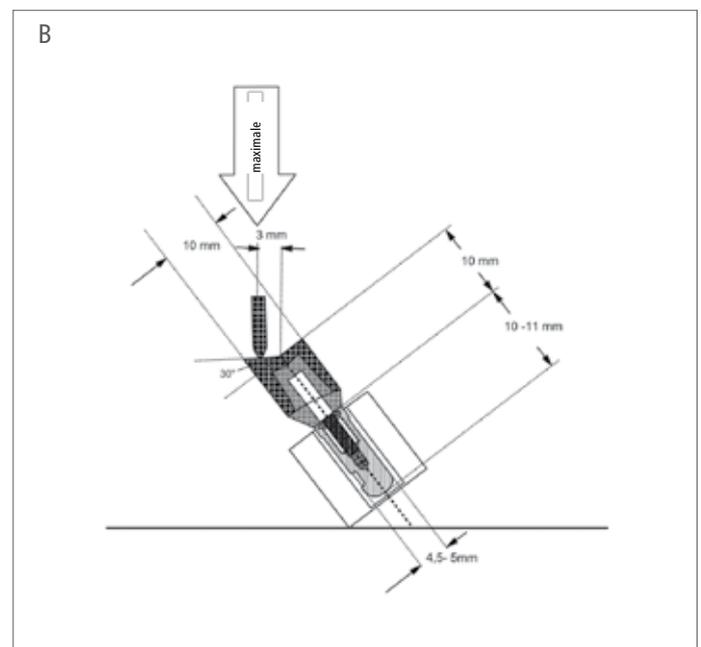
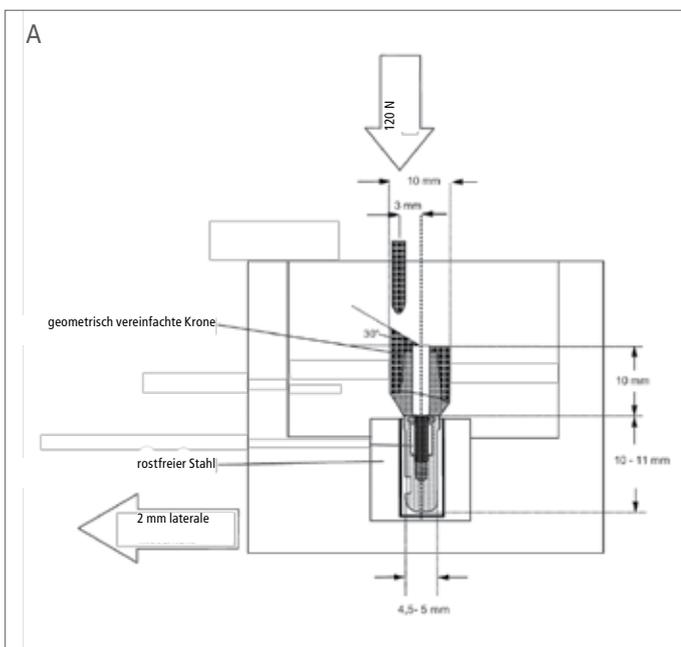


Abb. 10 A und B: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für (A) dynamisch alternierende und (B) maximale Belastung (übernommen von Steinebrunner 2006). Bei jedem zu testenden Implantatsystem wurden 16 Implantat-Abutmentverbindungen mit einer Krone ausgestattet. Eine Untergruppe aus acht Proben wurde mit einem Kausimulator einer dynamisch alternierenden Belastung ausgesetzt, die eine Höckerneigung von 30°, eine laterale Bewegung von 2 mm sowie eine physiologische vertikale Kaukraft von 120 N gemäss Richter (1995)

simulierte. Die überlebenden Implantate aus dieser Untergruppe sowie acht Kontrollmuster aus der anderen Untergruppe wurden anschließend einem quasistatischen Bruch-Belastungstest unterzogen. Der Belastungspunkt lag identisch zu der Kausimulation 3 mm exzentrisch vom Kronenmittelpunkt auf dem zentralen Höcker in einem Winkel von 30° zur Okklusionsebene und 11,5 mm entfernt von der Implantatschulter (Abbildung 10A).

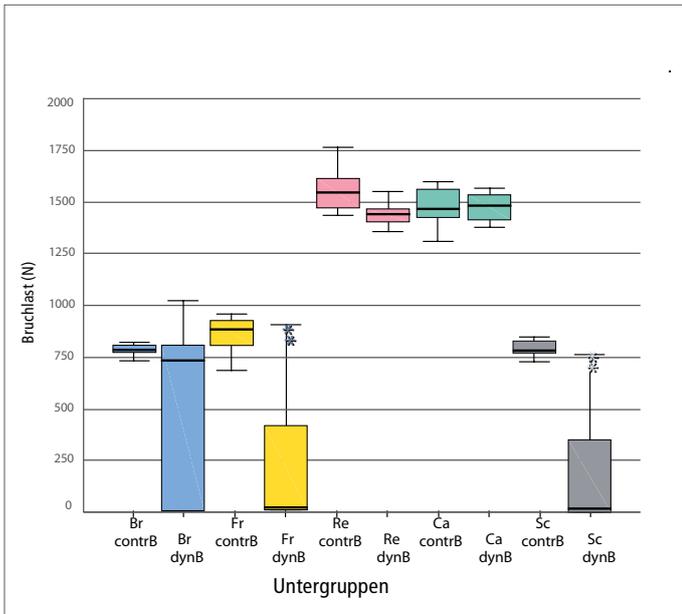


Abb. 11: Box-Plot-Diagramm der quasistatistischen Bruchfestigkeit der fünf getesteten Implantatsysteme: Br = Brånemark, Fr = FRIALIT®-2, Re = Replace® Select, Ca = CAMLOG®, Sc = Screw-Vent®. dyn = nach Kausimulation mit dynamischer Belastung; contr = ohne dynamische Belastung (übernommen von Steinebrunner 2006).

Mit dem selben Kausimulations-Versuchsaufbau wie in Abbildung 10A bestimmten Steinebrunner et al. (2005a) ebenfalls die Dichtigkeit der Implantat-Abutmentverbindungen von fünf verschiedenen Implantatsystemen – Brånemark, FRIALIT®-2, Replace™ Select, CAMLOG® und Screw-Vent®. Sie prüften während der zyklischen Belastung die Migration von Test-Mikroorganismen aus dem Innenbereich der Implantat-Abutmentverbindung in ein steriles externes Kulturmedium. Das CAMLOG® Implantatsystem erreichte eine signifikant höhere Zahl an Kauzyklen als die Implantatsysteme FRIALIT®-2 und Screw-Vent®, bevor mikrobielle Undichtigkeit beobachtet wurde (Abb. 12).

ÜBERLEBENSRATE	BELASTUNGSZYKLEN VERSAGEN [N]	
Replace-Select	1.200.000 ± 0	0
Camlog	1.200.000 ± 0	0
Brånemark	954.300 ± 121.014	3
Compress	922.800 ± 102.242	3
Screw-Vent	913.200 ± 102.242	6
Frialit-2	627.300 ± 164.097	6

Tab. 4: Überlebensraten von acht Implantaten aus jeder Gruppe im dynamisch alternierenden Belastungstest. Der Test wurde nach 1.200.000 Zyklen beendet (übernommen von Steinebrunner et al, 2008).

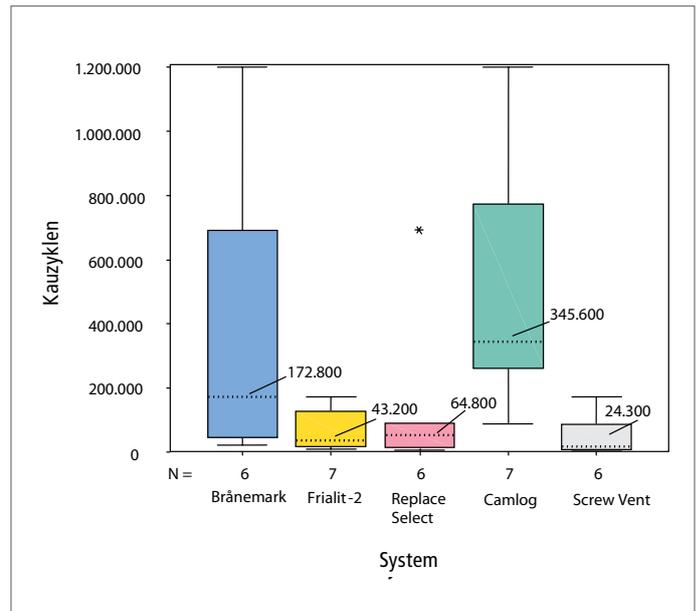


Abb. 12: Box-Plot-Diagramm der Kauzyklen bis zur mikrobiellen Undichtigkeit. Das CAMLOG® Implantatsystem erreichte unter den getesteten Systemen eindeutig die höchste mittlere Zahl an Zyklen (übernommen von Steinebrunner 2006). Bildbeschreibung: Mittelwert; * extremer Wert

DICHTIGKEIT UND MIKRODURCHLÄSSIGKEIT

Mitte der 90er-Jahre untersuchten mehrere Gruppen Undichtigkeiten an der Implantat-Abutmentschnittstelle. Jansen et al. (1995 und 1997) analysierten in vitro die bakterielle Penetration von der Bohrung der Implantat-Abutmentverbindung in die externe Umgebung. Gross et al. (1999) verwendeten für einen ähnlichen in-vitro-Ansatz den Farbstoff Gentianaviolett. Beide Forschungsgruppen stellten fest, dass Undichtigkeit ein stets messbares Phänomen darstellt, wobei aber Unterschiede zwischen den Implantatsystemen, Proben und Anfangsdrehmomenten bestehen.

Rack et al. (2010) verwendeten die Synchrotron-basierte Radiografie, um als erste Mikrospalten in inneren konischen Implantat-Abutmentverbindungen zu visualisieren. Damit bewiesen sie deren Existenz in vitro. Unter verschiedenen mechanischen Belastungen von bis zu 100 N wurden hochauflösende radiografische Bilder angefertigt. Die Bilder zeigten, dass die Größe der Mikrospalten zwischen 1 und 22 µm schwankte, je nach der aufgetragenen mechanischen Belastung. Dieses Ergebnis weist darauf hin, dass auch bei konischen Implantat-Abutmentverbindungen das Risiko der bakteriellen Infiltration besteht, die entzündliche Reaktionen an der Implantat-Abutmentschnittstelle auslösen kann. Denn die gemessenen Mikrospalten waren deutlich größer als Endotoxine und orale Pathogene. Dieselbe Forschungsgruppe (Rack et al., 2013) verglich in einer späteren Studie die Abutmentstabilität unter Belastung an drei unterschiedlichen neuen konischen Implantaten nach Ermüdungsbelastung (Dentsply Friadent Ankylos C und Ankylos Plus, Straumann® Bone Level). Wieder setzten sie in einem dem oben beschriebenen Versuchsaufbau sehr ähnlichen Verfahren die Synchrotron-basierte Radiografie ein. Vor Durchführung der radiografischen Messungen wurde an den Implantaten eine Ermüdungsbelastung durch Krafteinwirkung von bis zu 120 N in 5 Millionen Zyklen erzeugt. Bei allen drei getesteten konischen Implantatsystemen wurden Mikrospalten entdeckt, unabhängig von der Menge der aufgetragenen statischen mechanischen Belastung. Nach den Belastungszyklen hatte sich der Spalt sogar noch vergrößert, was die Mikrobewegung des Implantat-Abutmentkomplexes erleichterte. Der Konuswinkel der Verbindung schien Einfluss auf die Abutmentstabilität zu haben, d. h. flachere Konuswinkel waren stabiler.

Die Vergrößerung von Mikrospalten aufgrund von Belastung wurde auch von Zabler et al. (2013) nachgewiesen. Sie testeten vier kommerziell verfügbare Implantatsysteme (Astra Tech, Straumann® Bone Level, Dentsply Friadent Ankylos und Ankylos c/x) vor und nach der zyklischen extraaxialen Belastung von 120 N mit Röntgenkontrast-Mikrotomografie. Vor der Belastung zeigten alle Implantate mit Ausnahme von Ankylos c/x eine hohe Dichtigkeit der Implantat-Abutmentverbindung mit nur kleinen Spalten von 0,1 bis 1,0 µm. Die Belastung führte allerdings zu einer Verbreiterung der Spalten. Zusätzlich zeigten alle Systeme eine plastische Deformation an der Implantat-Abutmentverbindung, die von der Entstehung von breiten und weiten Spalten um den Angelpunkt des Kraftvektors begleitet wurde.

Harder et al. (2012) untersuchten die Freisetzung von bakteriellen Endotoxinen aus konischen Implantat-Abutmentverbindungen von zwei Implantatsystemen (Straumann® Bone Level, CONELOG®) in vitro. Die Testmodelle wurden mit Endotoxin geimpft und in menschliches Vollblut eingelegt. Die Endotoxin-Freisetzung wurde anhand der veränderten Gen- und Proteinexpression, die mit entzündlichen Prozessen einhergehen, bestimmt. Bei beiden Implantatsystemen konnte die Freisetzung auch unter nicht belasteten Bedingungen nachgewiesen werden. Die Autoren folgerten, dass die gute Dichtigkeit von konischen Implantat-Abutmentverbindungen nochmals überdacht werden sollte.

ZrO₂-ABUTMENTS – VERSCHLEISS UND ANWENDUNGSEMPFEHLUNGEN

Der Verschleiß ist ein wichtiger Aspekt für den Langzeiterfolg von Implantat-Abutmentverbindungen. Stimmelmayer et al. (2012a) untersuchten den Verschleiß der Schnittstelle zwischen CAMLOG® Titan-Implantaten und einteiligen Zirkonoxid-Abutments und verglichen diesen in einer in-vitro-Studie mit Titan-Abutments. Die Kausimulation wurde mit einem ähnlichen Versuchsaufbau wie von Steinebrunner et al. (2005, Abb. 10A) durchgeführt. Nach der Belastung mit 1.200.000 Zyklen zu 100 N traten weder Abutment-Brüche, noch Lockerungen der Aufbauschraube oder Schraubenbrüche auf. Jedoch zeigten SEM-Mikrografien mehr Verschleiß und Schäden an den Implantaten, wenn diese mit ZrO₂-Abutments verbunden waren. Die Autoren nahmen an, dass der Grund für diese Unterschiede in der Belastungsverteilung zwischen Komponenten mit verschiedenen Festigkeiten liegt: Bei der Verwendung von ZrO₂-Abutments auf Titan-Implantaten wird die Deformationsenergie auf das Material mit den geringeren elastischen Eigenschaften, d. h. Titan, verteilt, was zu erhöhtem Verschleiß und stärkerem Abrieb führt.

Die Verwendung und Verarbeitung von ZrO₂-Abutments wurde auch auf einer Konsensuskonferenz diskutiert, in der die folgenden Empfehlungen erarbeitet wurden (Beuer et al., 2011):

- ZrO₂-Qualitäten unterscheiden sich in ihren mechanischen und optischen Eigenschaften. Nur umfangreich getestete, bekannte und wissenschaftlich dokumentierte ZrO₂-Qualitäten sollten verwendet werden.
- Einteilige Monoblock-ZrO₂-Abutments mit Innenverbindung dürfen nicht im Seitenzahnbereich verwendet werden. Im Frontbereich zeigten einteilige Abutments mit Außenverbindung und geeigneten Dimensionen weniger Probleme.
- Zweiteilige, verbundene ZrO₂-Abutments zeigen bei ausreichender Dimensionierung keine Einschränkung bei der Indikation.
- Bei standardisierten gebrauchsfertigen ZrO₂-Abutments müssen Kronen konventionell befestigt werden, da überschüssiger Zement nur schwer entfernt werden kann, wenn der Kronenrand subgingival liegt.
- Bei der Verwendung von individuellen CAD/CAM-ZrO₂-Abutments, bei denen der Rand gut zugänglich platziert werden kann, können auch adhäsive/semi-adhäsive Systeme genutzt werden.
- Bei Versorgungen, die nur adhäsiv und ohne weitere retentive Präparationen befestigt sind, müssen klassische Mehrschritt-Adhäsivsysteme verwendet werden.
- Es wird dringend empfohlen, ZrO₂-Versorgungen nicht provisorisch zu befestigen.

PASSIVE PASSUNG VON PROTHESEN: ABFORMTECHNIKEN UND REPRODUZIERBARKEIT DER SCANKÖRPER-PASSUNG

Die passive Passung von Prothesen wird nur erreicht, wenn die Präzision der Implantatübertragung zwischen der ursprünglichen Situation und dem Modell optimal ist. Stimmelmayr et al. (2012b) verglichen digital die Präzision verschiedener Abformtechniken, d. h. Transfer, Pick-Up und verblockter Pick-Up. Sie inserierten CAMLOG® SCREW-LINE Implantate in Unterkiefermodelle und nahmen Abformungen. Scankörper wurden auf den Implantaten der Originalmodelle und den Laborimplantaten der Gipsmodelle befestigt und digitalisiert. Die Diskrepanz zwischen dem Original und dem Abguss betrug $124 \pm 34 \mu\text{m}$ für die Transfertechnik und $116 \pm 46 \mu\text{m}$ bei der Pick-Up-Technik. Die geringste Diskrepanz wurde bei der verblockten Pick-Up-Technik festgestellt ($80 \pm 25 \mu\text{m}$). Die Autoren empfahlen die verblockte Pick-Up-Technik zur Abformung von vier im zahnlosen Kiefer gleichmässig verteilten Implantaten.

In ihrer zweiten Studie untersuchten die Forscher die Reproduzierbarkeit der Scankörper-Passung (Stimmelmayr et al., 2012c). Sie erstellten Scans jeweils vor und nach der wiederholten Entfernung und Wiederanbringung von Scankörpern auf dem selben Implantat im ursprünglichen Modell oder auf dem Laborimplantat im Gipsmodell. Der Vergleich dieser Scans zeigte eine mittlere Scankörper-Diskrepanz von $39 \pm 58 \mu\text{m}$ bei den Original-Implantaten. Die Diskrepanz der Scankörper auf den Laborimplantaten war signifikant geringer (durchschnittlich $11 \pm 17 \mu\text{m}$), was auf eine bessere Reproduzierbarkeit der Scankörper-Position hinweist (Abb. 13). Die Autoren betonten, wie wichtig geringe Fertigungstoleranzen sind.

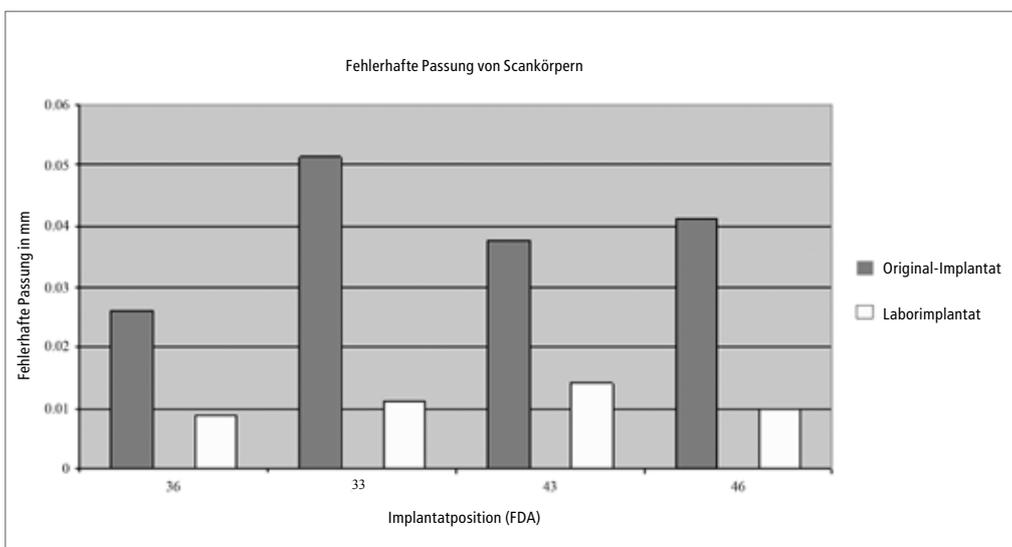


Abb. 13: Darstellung der mittleren Diskrepanz der Scankörper bei den verschiedenen Implantatpositionen (FDI 36, 33, 43 und 46) für die Original-Implantate und die Laborimplantate (Stimmelmayr et al., 2012c, reproduziert mit freundlicher Genehmigung von Springer).

LÖSBARKEIT VON ZEMENTIERTEN IMPLANTATKRONEN

Zementierte Versorgungen haben nach allgemeiner Auffassung Vorteile gegenüber verschraubten Versorgungen, da sie eine bessere Ästhetik ermöglichen und kein Risiko für eine Schraubenlockerung besteht. Allerdings kann es nötig sein, Restaurationen im Fall technischer oder biologischer Probleme wieder abzunehmen. Mehl et al. (2012a und 2012b) verglichen in ihren in-vitro-Studien verschiedene zementierte Materialien hinsichtlich ihrer Festigkeit und der Entfernbarkeit der Krone. Kronen, die mit einem Glas-Ionomer-Zement auf CAMLOG® Titan-Abutments zementiert worden waren, konnten signifikant einfacher wieder entfernt werden als Kronen, die mit Polycarboxylat- oder Kompositzement befestigt worden waren. Die Autoren folgerten, dass Glas-Ionomer-Zemente als semi-permanente Lösung dienen können, während Polycarboxylat- oder Kompositzemente für dauerhafte Zementierungen verwendet werden sollten.

ZUSAMMENFASSUNG

Man ist sich allgemein einig, dass ein zweiteiliges Implantat ohne Mikropalt und ohne Mikrobewegungen erst noch entwickelt werden muss. Auch konische Implantat-Abutmentverbindungen weisen Mikropalten auf, die sich unter Belastung verbreitern. Beim CAMLOG® Implantatsystem wurde eine sehr gute Belastbarkeit ermittelt.

In zahlreichen Studien wurden die prothetischen Eigenschaften des CAMLOG® Implantatsystems untersucht. Auch wenn die Verwendung von ZrO₂-Abutments auf Titan-Implantaten verschiedene klinische Vorteile aufweist, muss im Vergleich zu Titan-Abutments mit höherem Verschleiß und stärkerem Abrieb

gerechnet werden, und die Empfehlungen für die Verwendung und Verarbeitung von ZrO₂-Abutments sollten befolgt werden. Bei der Verwendung von CAD/CAM-Technologien ist eine präzise Passung der Scankörper während der Implantatübertragung zwischen dem Original und dem Abguss eine Voraussetzung für eine optimale passive Passung der Prothese. Glas-Ionomer-Zemente sollten für semi-permanente Zementierungen eingesetzt werden, Polycarboxylat- oder Kompositzemente sind besser für dauerhafte Zementierungen geeignet.

REFERENZEN

- Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M.** (2011) Zirkonoxid-Konsens. Eine Verarbeitungsanleitung für Zirkonoxid: Die Ergebnisse der CAD 4 practice Expertenrunde. *Teamwork J Cont Dent Educ* 2, 210-16
- Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M.** (2011) Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 20(7): 510-6
- Gross M, Abramovich I, Weiss E. I.** (1999) Microleakage at the abutment-implant Interface of Osseointegrated Implants: A Comparative Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14(1): 94-100
- Harder S, Quabius ES, Ossenkop L, Kern M.** (2012) Assessment of lipopolysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. *Clin Oral Investig* 16(5): 1377-84
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ.** (1995) Untersuchungen zur Dichtigkeit der Implantat-Prothetikpfosten-Verbindung. *Implantologie* 3: 229-47
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ.** (1997) Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(4): 527-40
- Mehl C, Harder S, Schwarz D, Steiner M, Vollrath O, Kern M.** (2012a) In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrievability of implant-retained crowns. *Clin Oral Implants Res* 23(8): 930-7
- Mehl C, Harder S, Shahriari A, Steiner M, Kern M.** (2012b) Influence of abutment height and thermocycling on retrievability of cemented implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(5): 1106-15
- Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K.** (2010) In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat* 17(2): 289-94
- Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K.** (2013) An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28(1): 44-50
- Richter EJ.** (1995) In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 10(1): 99-108
- Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M.** (2005a) In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 20(6): 875-81
- Steinebrunner L, Bössmann K, Kern M.** (2005b) Implantat-Abutment Verbindungen – Präklinische Testmethoden. *Implantologie* 13: 145-60
- Steinebrunner L.** (2006) Vergleichende Untersuchung zur bakteriellen Penetration sowie zur Dauer- und Maximalbelastbarkeit der Verbindung zwischen dentalen Implantaten und deren prothetischen Aufbauten. Universität Kiel, Dissertation
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M.** (2008) Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 19(12): 1276-84
- Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F.** (2012a) Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 28(12): 1215-20
- Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth JF, Happe A, Beuer F.** (2012b) Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model – a digital approach. *Clin Oral Investig* 16(4): 1137-42
- Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F.** (2012c) Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit – an in vitro study. *Clin Oral Investig* 16(3): 851-6
- Zabler S, Rack T, Rack A, Nelson K.** Fatigue induced deformation of taper connections in dental titanium implants. *Int J Matr Res* (in press)

PRÄKLINISCHE STUDIEN

In verschiedenen in-vivo-Studien wurden das biologische Verhalten und die Zuverlässigkeit der CAMLOG® und CONELOG® Implantatsysteme untersucht. Diverse Arbeitsgruppen testeten Designänderungen und -entwicklungen zur Verbesserung der Formation und Bildung von Weich- und Hartgewebe systematisch in Tierstudien und wiesen dadurch nach, dass diese dem neuesten Stand der Technik entsprachen.

VERBESSERTE OSSEOINTEGRATION MIT DEM CAMLOG® PROMOTE® PLUS-DESIGN

Das maschinerte Oberflächensegment des CAMLOG® SCREW-LINE Implantathalses wurde von 2,0 mm (Promote®) signifikant auf 0,4 mm (Promote® plus) reduziert. Schwarz et al. (2008) untersuchten in einer Studie an Hunden den Effekt dieser Designveränderung auf die krestale Knochenresorption. Beide Implantattypen wurden gemäß Standardprotokoll (0,4 mm oberhalb des Knochenkamms) in die Unterkiefer von Hunden inseriert. Die histologische Analyse fand nach 2 und 12 Wochen statt. Bei beiden Implantattypen wurden nach 12 Wochen Knochenveränderungen festgestellt. Jedoch schien der raue Halsbereich der SCREW-LINE Promote® plus-Implantate einen positiven Effekt auf das marginale Knochenwachstum zu haben. Die Daten zeigten, dass das neue Oberflächendesign krestale Knochenveränderungen effektiv reduzierte. Eine weitere Schlussfolgerung war, dass bei Vorhandensein nativer dicker Gingiva eine um etwa 1 mm höhere Knochenintegration des Implantates erzielt werden konnte, ohne dass das marginale Epithel die mikrostrukturierte Oberfläche erreichte. (Becker et al., 2006).

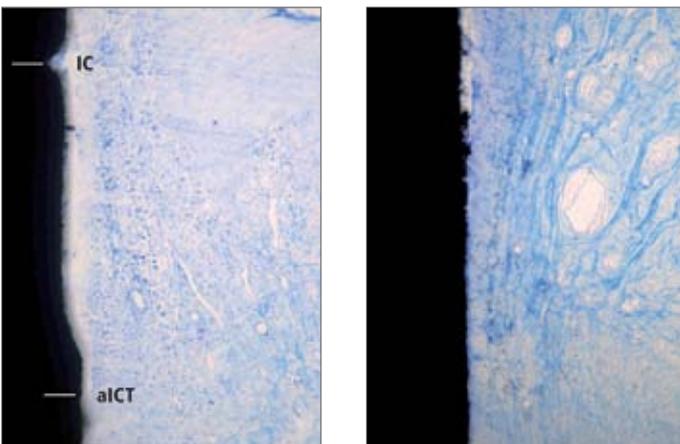


Abb. 14: Histologische Bilder nach 12 Wochen Einheilung von (a) Promote® und (b) Promote® plus CAMLOG® SCREW-LINE-Implantaten (200-fache Vergrößerung, toluidinblaue Färbung) Die apikale Ausdehnung des Entzündungszell-Infiltrates (alCT) und das Niveau des Alveolarknochens sind klar durch eine Zone mit intaktem Bindegewebe mit parallelen Kollagenfasern und wenigen Blutgefäßen voneinander getrennt. IC = Implantatschulter (übernommen von Schwarz et al., 2008, mit freundlicher Genehmigung von Quintessence Publishing Co, Inc, USA).

EFFEKT VON MIKROUNDICHTIGKEITEN AUF DIE KRESTALE KNOCHENRESORPTION

Mikrospalten in der Implantat-Abutmentverbindung spielen vermutlich eine entscheidende Rolle beim krestalen periimplantären Knochenverlust, der während des ersten Jahres der Belastung beobachtet wird. Steinebrunner et al. (2005a und b) vertraten die Hypothese, dass die Implantat-Abutmentverbindung ein Grund für die unterschiedliche bakterielle Penetration verschiedener Implantatsysteme sein könnte. Schwarz et al. (2008) beobachteten eine nur leichte Infiltration von Entzündungszellen an der Implantat-Abutmentschnittstelle beider CAMLOG® Implantate. Diese war durch eine Zone aus intaktem Bindegewebe vom Alveolarknochenkamm getrennt (Abb. 14). Die Autoren folgerten, dass Mikroundichtigkeiten in beiden Gruppen keine Rolle bei der marginalen Knochenresorption spielten.

CAMLOG K-SERIE: EFFEKT DES PLATFORM-SWITCHING-DESIGNS

Mit Platform Switching soll die Distanz zwischen der Implantat-Abutmentschnittstelle und dem Alveolarknochenkamm vergrößert werden, damit der Effekt der Infiltration von Entzündungszellen auf die Knochenresorption vermindert wird. Das Prinzip des Platform Switching beim CAMLOG® Implantatsystem wurde in einer Studie an Hunden über sechs Monate untersucht (Becker et al., 2009). SCREW-LINE Promote® plus-Implantate (K-Serie, \varnothing 3,8 mm) wurden gemäß dem chirurgischen Standardprotokoll inseriert: Passende große Gingivaformer (Abb. 15A: \varnothing 3,8 mm, H 4 mm, Standardkonfiguration) und nicht passende Gingivaformer (Abb. 15B: \varnothing 3,2 mm, H 4 mm, Platform-Switching-Konfiguration) wurden in einem randomisierten Split-Mouth-Studiendesign eingesetzt und dienten entweder als Kontroll- oder Testimplantate mit einer zirkumferenten horizontalen Plattform von 0,3 mm. Die histologische Auswertung nach vier Wochen zeigte in beiden Gruppen die Bildung von reifem Geflechtknochen im Spalt zwischen dem Alveolarknochen und der Implantatoberfläche. In beiden Gruppen zeigte sich erste Tendenz zu krestalen Knochenveränderung. Nach 12 Wochen war überwiegend reifer Lamellenknochen nachweisbar. Der Knochenverlust schien bei den Kontrollimplantaten im Vergleich zu den Platform-Switch-Implantaten leicht erhöht zu sein. Bei der Distanz zwischen Implantatschulter und Knochenkamm (IS-BC) betrug die Differenz zwischen den Kontroll- und Testimplantaten bukkal 0,5 mm bzw. lingual 0,4 mm ($p < 0,05$). Ein ähnliches Ergebnis zeigte sich nach sechs Monaten, als das Remodelling des alveolaren Knochenkammes abzunehmen schien. (Abb. 15C und 15D). Die Differenz des IS-BC zwischen beiden Gruppen pendelte sich bei etwa 0,3 mm ein.

Die Studie zeigte, dass das CAMLOG® Implantatdesign (K-Serie) in der Standard- und Platform-Switching-Konfiguration erfolgreich in das Hart- und Weichgewebe integriert wurde. Sowohl das Knochen-Remodelling als auch die Weichgewebeadaptation an der Grenzfläche zwischen Implantat und Abutment schienen während der ersten acht Wochen der Osseointegration minimal und nach sechs Monaten deutlich geringer ausgeprägt zu sein, was in einem stabilen Knochenkammniveau resultierte. Die Platform-Switch-Implantate erreichten meist bessere Ergebnisse beim Erhalt des Knochenlevels.

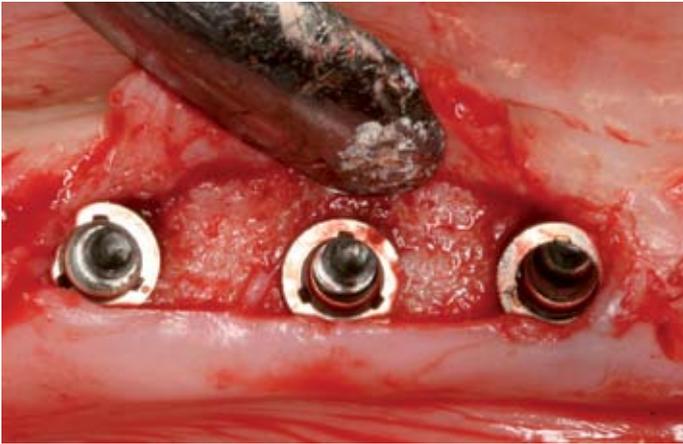


Abb. 15A: Insertion von Implantaten (K-Serie), 0,4 mm suprakrestal gemäss dem chirurgischen Standardprotokoll.



Abb. 15B: Insetiertes Implantat mit einem durchmesserreduzierten Gingivaformer (Platform Switching).



Abb. 15C: Implantat mit Standard-Gingivaformer (Kontrolle), Histologie nach sechs Monaten Heilung.

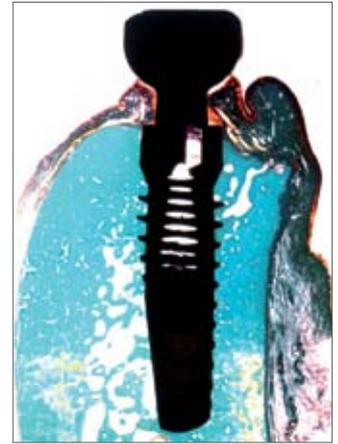


Abb. 15D: mit einem durchmesserreduzierten Gingivaformer (Platform Switching), Histologie nach 6 Monaten Heilung. Der Knochenverlust ist im Vergleich zur Standardkonfiguration leicht reduziert.

Bildquelle: F. Schwarz

CONELOG® IMPLANTATE: EFFEKT DES PLATFORM SWITCHINGS AUF KNOCHEN UND WEICHGEWEBE

Becker et al. (2007) untersuchten den Einfluss des Platform Switchings auf krestale Knochenveränderungen. Hierzu verglichen sie CONELOG® Implantate (internes Platform Switching, hier als experimentelle Implantate bezeichnet) und CAMLOG® Implantate mit Gingivaformern gleichen Durchmessers. Die Knochenheilung und Bildung eines Saumeithels wurde nach bis zu 28 Tagen histologisch analysiert. Bei den Implantaten mit Standard-Gingivaformern wurde ein deutlich erhöhtes epitheliales Wachstum lingual ($1,1 \pm 0,06$ mm) und bukkal ($0,9 \pm 0,4$ mm) beobachtet, was mit signifikantem bukkalem Knochenverlust assoziiert war. Dagegen verhinderte das Platform-Switching-Design der CONELOG® Implantate das apikale epitheliale Wachstum signifikant und reduzierte den Knochenverlust. Allerdings erreichte die Differenz beim Knochenverlust zwischen beiden Gruppen keine statistische Signifikanz.

ABUTMENT-AUSTAUSCH BEI PLATFORM-SWITCHING-IMPLANTATEN UND VERSCHIEDENEN ABUTMENT-MATERIALIEN

Zur Konditionierung des periimplantären Weichgewebes werden häufig die Abutments während der Einheilphase gewechselt. In einer Studie an Hunden wurde der Effekt eines zweimaligen Wechsels von Titan- (Ti6Al4V) und Zirkondioxid- (ZrO₂) Abutments bei CONELOG® Implantaten untersucht (Becker et al. 2012). Die Abutments wurden vier und sechs Wochen nach der Implantatinsertion abgenommen und wieder eingesetzt oder ungestört belassen. Die histologische Auswertung nach acht Wochen zeigte, dass der

Abutment-Wechsel im Vergleich zur ungestörten Heilung zu einer Störung der Mukosabarriere, sowie zu einer erhöhten Bildung von Saumepithel und Knochenresorption führte. Der Unterschied zwischen den beiden Abutment-Materialien war nicht signifikant, auch wenn die ungestört belassenen ZrO₂-Abutments eher etwas bessere Weichgewebe- und Knochenwerte aufwiesen als Ti6Al4V-Abutments (Tab. 5). Die Autoren folgerten, dass die wiederholte Abutment-Manipulation zu vermehrten Weich- und Hartgewebeveränderungen bei Implantaten mit Platform-Switching-Design führen kann, unabhängig vom Abutment-Material (Ti6Al4V).

Gruppe	Material	PM-aJE	aJE-CBI	IS-aJE	IS-CBI
Vestibulär					
Test	Ti6Al4V	2,08 ± 0,67	2,19 ± 1,41	1,05 ± 0,61	1,14 ± 0,86
Test	ZrO ₂	2,15 ± 0,21	0,21 ± 2,26	0,60 ± 0,84	1,50 ± 1,41
Kontrolle	Ti6Al4V	2,19 ± 0,19	1,24 ± 0,70	0,28 ± 0,33	0,95 ± 0,62
Kontrolle	ZrO ₂	2,00 ± 0,14	0,95 ± 0,21	0,75 ± 0,07	0,20 ± 0,28
Oral					
Test	Ti6Al4V	1,91 ± 0,25	1,30 ± 0,20	0,19 ± 0,24	1,11 ± 0,34
Test	ZrO ₂	3,20 ± 1,55	3,80 ± 1,55	1,00 ± 1,41	2,80 ± 0,14
Kontrolle	Ti6Al4V	1,45 ± 0,59	0,92 ± 0,15	0,42 ± 0,29	0,50 ± 0,39
Kontrolle	ZrO ₂	1,80 ± 0,42	0,65 ± 0,49	0,40 ± 0,56	0,25 ± 0,07
Vestibulär und oral					
Test	Ti6Al4V	1,99 ± 0,40	1,74 ± 0,75	0,62 ± 0,18	1,12 ± 0,06
Test	ZrO ₂	2,67 ± 0,67	2,95 ± 1,90	0,80 ± 1,13	2,15 ± 0,77
Kontrolle	Ti6Al4V	1,82 ± 0,37	1,08 ± 0,30	0,35 ± 0,29	0,72 ± 0,18
Kontrolle	ZrO ₂	1,90 ± 0,28	0,80 ± 0,35	0,57 ± 0,24	0,22 ± 0,10

Tab. 5: Mittelwert (± Standardabweichung in mm) der histomorphometrischen Messungen des periimplantären Gewebes acht Wochen nach Implantatinsertion im Kiefer von drei Hunden und nach wiederholter De- und Remontage der Ti6Al4V- und ZrO₂-Abutments (Testgruppe).

PM = mukosaler Rand, IS = Implantatschulter, aJE = apikale Ausdehnung des langen Saumepithels, CBI = koronaler Knochen-Implantat-Kontakt. (Übernommen von Becker et al. (2012)).

ENTFERNUNG VON ZEMENTIERTEN IMPLANTAT-VERSORGUNGEN

Bei einer Periimplantitis-Therapie oder bei technischen Komplikationen wie Schraubenlockerung oder Keramikbrüchen kann es nötig sein, die Prothetik zu entfernen. Bei der Entfernung von zementierten Versorgungen wird eine vertikale mechanische Belastung auf den Knochen und die Implantat-Knochen-Schnittstelle ausgeübt. Mehl et al. (2013) untersuchten den Einfluss derartiger Belastungen in einer Studie mit Mischweinen und CAMLOG® Implantaten. Sie imitierten die Kronenentfernung mit 20 oder 100 dynamischen Impulsen von 18 Ns. Nach 13 bis 18 Wochen fanden sie histologisch keine Unterschiede

bei der Fläche des Knochen-Implantat-Kontakts zwischen belasteten und unbelasteten Implantaten. Die Autoren folgerten, dass die Entfernung einer zementierten Versorgung die mechanische Stabilität des Implantats nicht beeinflusste, sondern das Knochen-Remodelling steigerte. Allerdings sollte vorsichtig vorgegangen werden, wenn aufgrund einer Periimplantitis die Osseointegration reduziert ist, da hier eine vertikale Belastung zu Implantatverlust führen kann.

ZUSAMMENFASSUNG

Änderungen am Design der CAMLOG®- und CONELOG®-Implantatsysteme wurden präklinisch systematisch getestet. Die Vergrößerung des rauen Halsbereichs der SCREW-LINE-Implantate (Promote® plus-Design) verbessert nachweislich die Osseointegration. Bakterielle Mikroundichtigkeiten scheinen bei der marginalen Knochenresorption um CAMLOG® Implantate keine Rolle zu spielen. Studien zum Konzept des Platform Switchings zeigten eine erfolgreiche Osseointegration bei

Standard-Implantaten und Implantaten mit Platform Switching. Das wiederholte Entfernen und Wiedereinsetzen des Abutments während der Heilungsphase kann die Stabilität des Hart- und Weichgewebes bei Titan- and ZrO₂-Abutments beeinträchtigen. Eine vertikale Belastung durch die Entfernung von zementierten Versorgungen beeinträchtigt die Stabilität nicht, wenn die Implantate gut osseointegriert sind.

REFERENZEN

Becker J, Schwarz F, Kirsch A. (2006) Verbesserung der marginalen Knochenadaptation durch das neue Promote® plus Design. Logo 6; 15-17

Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F. (2007) Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Clin Periodontol 34 (12): 1089-96

Becker J, Ferrari D, Mihatovic I, Sahm N, Schaer A, Schwarz F. (2009) Stability of crestal bone level at platform-switched non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Clin Periodontol 36(6): 532-9

Becker K, Mihatovic I, Golubovic V, Schwarz F. (2012) Impact of abutment material and dis-/re-connection on soft and hard tissue changes at implants with platform-switching. J Clin Periodontol 39(8): 774-80

Mehl C, Becker ST, Acil Y, Harder S, Wiltfang J, Dabbagh-Afrouz AA, de Buhr W, Kern M. (2013) Impact of vertical loading on the implant-bone interface. Clin Oral Implants Res. 24(8): 949-56

Schwarz F, Herten M, Bieling K, Becker J. (2008) Crestal bone changes at non-submerged implants (Camlog®) with different machined collar lengths. A histomorphometrical pilot study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 23(2): 335-42

Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. (2005a) In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant abutment interface of different implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 20(6): 875-81

Steinebrunner L, Bössmann K, Kern M. (2005b) Implantat-Abutment-Verbindungen – Präklinische Testmethoden. Implantologie 13: 145-60

KLINISCHE STUDIEN

EIN GUT DOKUMENTIERTES IMPLANTATSYSTEM

In der Zahnmedizin ist man sich allgemein einig, dass die wissenschaftliche Dokumentation eines Implantatsystems das Engagement eines Unternehmens bei Forschung und Wissenschaft widerspiegelt. Bei der Auswahl der bestgeeigneten Behandlung stellen langfristige klinische Daten nicht nur für den Anwender, sondern auch für den Patienten eine vertrauenswürdige Referenz dar. Zahlreiche klinische Studien dokumentieren das CAMLOG® Implantatsystem mit der Promote® Oberfläche in verschiedenen Indikatio-

nen und mit unterschiedlichen Belastungsprotokollen. Die Daten wurden in Peer-Review-Journalen veröffentlicht oder bei Kongressen vorgestellt. Langzeitergebnisse mit Nachuntersuchungen zwischen viereinhalb und sieben Jahren wurden in Studien mit über 11.000 Implantaten dokumentiert (Tab. 6). Diese Studien bestätigten die hervorragenden Überlebensraten der Implantate und Erfolgsraten von 97,8 bis 99,8 %.

Autoren	Land	FU (bis zu Jahre)	Total Impl.	CAMLOG Impl.	Überlebensrate oder Erfolg in %
Krennmair et al., 2008a	AT	7	183 ^{1,4}	174	97,80
Semper et al., 2008	DE	6	464 ¹	464	99,60
Franchini et al., 2011	IT	6	201 ¹	201	99,50
Krennmair et al., 2010	AT	5	541 ¹	541	97,30
Zafiropoulos et al., 2010	DE	5	252 ^{1,2}	118	95,20
Nelson et al., 2008	DE	5	232 ^{1,2}	463	99,40
Semper et al., 2007	DE	5	448 ^{1,2}	403	99,80
Wolf 2007	DE	5	245 ^{1,3}	151	98,40
Özkan et al., 2011	TR	5	244 ^{1,2,4}	90	99,59
Xiang et al. 2010, 2011	DE	5	353 ¹	234	Oberk. 98,72 Unterk. 99,15
Referentenpräsentation*					
Ackermann / Kirsch	AT	7	3.588 ¹	3.588	98,60
Babbush	USA	7	273 ¹	273	98,90
Singer	DE	5	364 ¹	364	99,26
Watanabe	JP	5	552 ¹	552	98,60
Lin	VR-CN	4.5	3.374 ¹	3.374	99,30
CAMLOG-IMPLANTATE INSGESAMT			11.109		

Bildbeschreibung: *Präsentation auf dem ersten internationalen Camlog-Kongress in Montreux, 2006

(1) CAMLOG, (2) Straumann, (3) Nobel, (4) Friadent

Tab. 6:

Ausgewählte veröffentlichte und vorgestellte klinische Studien

Beobachtungszeiträume von fünf bis sieben Jahren mit dokumentierten Implantat-Überlebens- oder Erfolgsraten. Implantat-überlebens- oder Erfolgsrate. Die Daten wurden in Peer-Review-Journalen veröffentlicht oder bei Kongressen vorgestellt.

HERVORRAGENDE ERFOLGSRATEN MIT DER SANDGESTRAHLTEN UND SÄUREGEÄTZTEN PROMOTE® OBERFLÄCHE

Die Einheilzeit hängt unter anderem von den chirurgischen Interventionen während der Implantation, der Knochenqualität und der Implantatoberfläche ab. In einer retrospektiven Studie untersuchten Nelson und Mitarbeiter den Langzeiterfolg von zwei sandgestrahlten und säuregeätzten Implantatsystemen (CAMLOG® und Straumann-Implantate), die nach der gleichen verkürzten Einheilzeit belastet wurden. Die Ergebnisse wurden in drei Artikeln veröffentlicht (Nelson et al. 2008 und Semper et al. 2007 und 2008). Nelson beschrieb die Ergebnisse der gesamten Studienkohorte mit 532 Implantaten im Oberkiefer (448) und Unterkiefer (84) nach der jeweiligen Standard-Einheilzeit, d. h. sechs Wochen nach Implantation im Unterkiefer und 12 Wochen im Oberkiefer. Der Implantaterfolg wurde gemäß den Kriterien von Buser et al. (2002) bestimmt: keine Mobilität, keine apikale Transluzenz, keine Schmerzen oder andere Zeichen von persistierenden oder irreversiblen Symptomen, keine periimplantäre Entzündung. Die beiden Implantatsysteme wiesen keinen statistisch signifikanten Unterschied in Bezug auf die Erfolgsrate auf (99,4 % nach fünf Jahren). Semper nutzte den gleichen Ansatz und fand ebenfalls keinen statistischen Unterschied zwischen beiden Systemen für die Implantate im Oberkiefer.

Özkan et al. (2007 und 2011) untersuchten das Behandlungsergebnis mehrerer Implantatmarken nach drei und fünf Jahren. In der dreijährigen Studie wurden CAMLOG® (53), ITI (105) und Frialit (45) Implantate miteinander verglichen. Nachuntersuchungen fanden nach 6, 12, 24 und 36 Monaten statt und umfassten klinische Parameter und Röntgenaufnahmen. Die Autoren stellten fest, dass die drei Implantatsysteme in im dreijährigen Beobachtungszeitraum ähnlich positive Ergebnisse zeigten. Vergleichbare Resultate fand die Arbeitsgruppe für CAMLOG® (90), Straumann (86), Swiss Plus (35) und Frialit (33) Implantate in verschiedenen Indikationen in ihrer fünfjährigen Studie. Die Autoren beobachteten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantatsystemen und folgerten, dass die verwendeten Systeme nach drei und fünf Jahren zu positiven Behandlungsergebnissen führten.

Hohe Erfolgsraten in der täglichen Praxis wurden von Franchini et al. (2011) bestätigt. Die Autoren beschrieben die Ergebnisse einer retrospektiven Studie mit einem Beobachtungszeitraum von einem bis zu sechseinhalb Jahren nach Belastung. Sie analysierten Daten von insgesamt 96 Patienten mit 201 CAMLOG® Implantaten in verschiedenen Indikationen: 158 Implantate wurden bei teilbezahnten Patienten inseriert, 49 in Einzelzahnlücken. Die Erfolgsrate betrug 99,5 %. Der Behandlungserfolg war unabhängig von der Implantatlänge sowie vom Zeitpunkt der Implantation oder Belastung.

BEHANDLUNGSERFOLG BASIEREND AUF IMPLANTAT-DURCHMESSER UND -LÄNGE

Krennmaier et al. (2010) verglichen den Behandlungserfolg von 541 CAMLOG® Implantaten mit verschiedenen Implantatdurchmessern. Die Implantate wurden sofort (n = 6), sechs bis acht Wochen (n = 116) oder mehr als acht Wochen nach der Zahnextraktion inseriert (n = 409). Die Autoren beschrieben kumulative Erfolgsraten nach fünf Jahren von 96,2 % für 3,8 mm-Implantate, 98,6 % für 4,3 mm-Implantate und 99,0 % für 5,0 mm- und 6,0 mm-Implantate. Prothetische Folgebehandlungen waren nur in wenigen Fällen nötig. Die durchschnittliche Patientenzufriedenheit mit den Behandlungen erreichte 4,8 auf einer Skala von eins bis fünf (fünf war die höchste Zufriedenheit). Ähnliche Ergebnisse wurden von Strietzel und Reichart (2007) beobachtet, die den Behandlungserfolg von kurzen und langen CAMLOG® Implantaten verglichen. Die Autoren stellten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Längen fest. Die durchschnittliche Überlebensrate aller 325 Implantate betrug 98,5 % über einen Beobachtungszeitraum von bis zu viereinhalb Jahren.

BEHANDLUNGSERFOLG BASIEREND AUF IMPLANTATIONSZEITPUNKT UND EINHEILZEIT

Mehrere Studien dokumentieren die Implantat-Überlebensrate in Abhängigkeit von der Zeitspanne zwischen Zahnextraktion und Implantation. In einer retrospektiven Studie über fünf Jahre mit 241 Implantaten (118 CAMLOG® Implantate) beobachteten Zafiroopoulos et al. (2010) keine Unterschiede in der Implantat-Überlebensrate in Abhängigkeit vom Implantattyp oder vom Zeitpunkt der Implantation oder Belastung (Tabelle 7). De Lange et al. (2010) bestätigten diese Ergebnisse in ihrer Untersuchung an 774 Implantaten, die in frischen oder verheilten Extraktionsalveolen sofort oder verzögert belastet worden waren. Die Autoren folgerten, dass individuelle Risikofaktoren wie Rauchen, Entzündungen oder endodontische Behandlungen viel entscheidender für den Erfolg sind als die Zeitpunkte der Implantation und Belastung. Siebers et al. (2011) untersuchten ebenfalls den Effekt der Implantations- und Einheilzeit bei 76 Patienten mit insgesamt 222 Implantaten über einen Zeitraum von bis zu sieben Jahren. Sie erreichten einen Behandlungserfolg von 100 % bei Implantaten in verheilten Extraktionsalveolen. Der Behandlungserfolg betrug 91,3 % bei sofort inserierten und belasteten Implantaten und 98,5 % bei sofort inserierten Implantaten mit verzögerter Belastung.

IMPLANTATE BEI ZAHNLOSEN PATIENTEN

Implantatgetragene Deckprothesen mit vier interforaminalen Implantaten werden als Standardbehandlung für den zahnlosen Unterkiefer empfohlen. Im zahnlosen Oberkiefer werden zusätzliche Implantate häufig im Seitenzahnbereich platziert, um die Stabilität zu erhöhen. Bei festsitzenden Versorgungen wird eine höhere Zahl an Implantaten eingesetzt, d. h. sechs im

Unterkiefer, sieben im Oberkiefer. Verschiedene Arbeitsgruppen untersuchten in zahlreichen unabhängigen Studien unterschiedliche Retentionsmethoden und Implantatzahlen bei zahnlosen Patienten, die Implantate mit Promote® Oberfläche erhielten. (Tab. 7)

Autoren	Oberkiefer / Unterkiefer	Dauer / Follow-up	Retention	Versorgung auf N Implantaten	(in %) Implantat Überlebensrate	Prospektiv Retrospektiv
Krennmair et al. 2011	Unterkiefer	5 Jahre	Kugelaufbau, Teleskopkrone	2	100	prospektiv
Krennmair et al. 2012a	Unterkiefer	3 Jahre	Gefräster Steg, Teleskopkrone	4	100	prospektiv
Krennmair et al. 2012b	Unterkiefer	1 Jahr	Kugelaufbau, Locator-Abutment	2	100	prospektiv Crossover
Xiang et al. 2011, 2010	Oberkiefer/ Unterkiefer	5 Jahre	Horizontale Verschraubung	6–9 5–8	99	retrospektiv
Weinländer et al. 2010*	Unterkiefer	5 Jahre	Gefräster Steg/ Rundsteg	4/2 oder 4	100	prospektiv
Krennmair* et al. 2008 a, b	Unterkiefer	5 Jahre	Gefräster Steg (Front- vs. Seitenzahnbereich)	6 – 8	98	retrospektiv
Krennmair* et al. 2008c	Unterkiefer	5 Jahre	Gefräster Steg Rundsteg	4	100	prospektiv
Karabuda et al. 2008*	Oberkiefer/ Unterkiefer	23 Monate	Kugelaufbau, Rundsteg	2–4	99	n. v.
Krennmair et al. 2007*	Unterkiefer	59 Monate	Gefräster Steg	4	99	retrospektiv
Nelson et al. 2006	Oberkiefer/ Unterkiefer	35 Monate	Galvano-Steg	5 – 6 4	99	retrospektiv
Krennmair et al. 2006a, b	Unterkiefer	3 Jahre	Kugelaufbau, Teleskopkrone	2	100	prospektiv

Bildbeschreibung: *Die Veröffentlichung enthielt auch weitere Implantatsysteme

Tab. 7: Prospektive und retrospektive klinische Studien zu Versorgungsformen bei CAMLOG®
Implantaten: Retentionstechnik, Anzahl Implantate, Studiendauer.

VERSCHIEDENE RETENTIONS-MÖGLICHKEITEN FÜR ABNEHM-BARE DECKPROTHESEN AUF ZWEI ODER VIER IMPLANTATEN

In einer Studie mit 76 Patienten mit zahnlosen Unterkiefern untersuchten Weinländer et al. (2010) die Retentionsmethode von Deckprothesen auf zwei oder vier Implantaten. Bei zwei Implantaten wurde ein vorgefertigter Rundsteg für die Retention verwendet. Bei vier Implantaten wurden entweder mehrere vorgefertigte Stege oder ein gefräster Steg verwendet. Die Autoren folgerten, dass die Retentionsmethode keinen Einfluss auf den Behandlungserfolg und die Stabilität des periimplantären Gewebes hatte. Allerdings waren prothetische Komplikationen bei den gefrästen Stegen auf vier Implantaten seltener ($p < 0,01$). Dieses Ergebnis wird von Krennmair et al. (2008c) gestützt. Sie zeigten, dass ein gefräster Steg auf vier intraforaminalen Implantaten zu weniger technischen Komplikationen führte als die Verwendung von mehreren Rundstegen.

Krennmair et al. (2012a) verglichen in einer Studie mit 51 Patienten den Behandlungserfolg von Unterkiefer-Deckprothesen, die auf vier Implantaten entweder mit gefrästen Stegen oder mit Teleskopkronen befestigt waren. Bei beiden Techniken war die periimplantäre und prothetische Situation in den Nachkontrollen stabil. Auch wenn bei den Stegkonstruktionen mehr Plaque und Zahnstein beobachtet wurde, zeigte die prothetische Behandlung mit dieser Technik leichte Vorteile. Die Autoren folgerten, dass beide Retentionsmethoden erfolgreich waren und dass der Zahnarzt/die Zahnärztin die Technik wählen sollte, mit der er/sie besser vertraut ist.

In einer retrospektiven Analyse verglichen Krennmair et al. (2008a und 2008b) Deckprothesen im Oberkiefer, die entweder von vier Implantaten im anterioren Bereich oder sechs Implantaten im posterioren Bereich nach Augmentation getragen wurden. Nach einem durchschnittlichen Zeitraum von dreieinhalb Jahren wurden 34 Patienten mit 179 Implantaten untersucht. Die kumulative Implantat-Überlebensrate betrug 98%. Es gab keinen Unterschied zwischen den beiden Behandlungsgruppen. Die Autoren folgerten, dass bei guter Planung beide Konzepte hohe Implantat-Überlebensraten und hervorragende periimplantäre Gewebe-Verhältnisse erlauben. (Tab. 6 und 7)

	UNTERKIEFER	OBERKIEFER
Gefräster Steg	✓	✓
Rundsteg	✓	✓
Kugelaufbau	✓	✓
Teleskopkrone	✓	
Locator-Abutment	✓	
Horizontal verschraubte Fixierung	✓	✓

Tab. 8: Übersicht der Dokumentation zu Versorgungsformen bei CAMLOG® Implantaten im Ober- und Unterkiefer von zahnlosen Patienten mit verschiedenen Retentionstechniken.

HERVORRAGENDE ERGEBNISSE FÜR DECKPROTHESEN UNABHÄNGIG VOM RETENTIONS-MODUS

Mehrere Arbeitsgruppen untersuchten prospektiv oder retrospektiv den Einfluss der verschiedenen Arten der prothetischen Retention bei zahnlosen Ober- und/oder Unterkiefern (Tabellen 7 und 8). Krennmair et al. (2012b) führten eine prospektive Crossover-Studie mit 20 Studienteilnehmern durch und beschrieben die Patientenzufriedenheit und -präferenz bei implantatgetragenen Unterkiefer-Deckprothesen sowie die prothetische Nachsorge bei beiden Retentionsmethoden. Jeder Patient wurde mit zwei Implantaten im Unterkiefer versorgt. Nach der Heilung (drei Monate, zweizeitige Operation) erhielten die Patienten eine implantatgetragene Unterkiefer-Deckprothese entweder mit Kugel- oder Locator-Attachments, die jeweils im Abstand von drei Monaten gewechselt wurde. Im Oberkiefer wurden die Patienten mit einer neuen Oberkieferprothese versorgt. Die longitudinale Nachuntersuchung über ein Jahr zeigte eine statistisch signifikante Verbesserung bei allen Messparametern zwischen der Ausgangssituation (alte Prothesen ohne Implantate) und der implantatgetragenen Prothese nach jeweils drei Monate Einsatz ($p < 0,05$). Es wurde keine statistische Differenz zwischen den beiden Retentionsmethoden festgestellt. Jedoch waren in Zusammenhang mit der prothetischen Pflege beim Locator-Abutment im Vergleich zum Kugelaufbau häufiger Nachsorge-Interventionen aufgrund von Matrixaktivierung notwendig.

Krennmair et al. (Krennmair et al. 2006a und 2006b) verglichen in einer weiteren prospektiven Studie mit 25 Patienten Deckprothesen, die entweder mit Kugel- oder Teleskopkronen-Attachments von zwei interforaminalen Implantaten getragen wurden. Nach drei Jahren traten bei Kugelabutments deutlich häufiger (61% der Fälle) technische Komplikation auf als bei Teleskopkronen (38%, $p < 0,01$). Die Nachuntersuchung nach fünf Jahren (Krennmair et al. 2011) bestätigte die Ergebnisse zum Thema Pflege der Prothetik nach drei Jahren, jedoch wurde in den Jahren vier und fünf keine Differenz bei prothetischen Komplikationen beobachtet. Trotzdem betrug der Erfolg der Implantatbehandlung in beiden Gruppen 100% in fünf Jahren. Der Zustand des periimplantären Gewebes und die Behandlungszufriedenheit zeigten keinen signifikanten Unterschied. Zu ähnlichen Ergebnissen und Erfolgsraten kamen Karabuda et al. (2008) beim Vergleich von Deckprothesen mit Steg- und Kugelaufbauten auf zwei bis vier Implantaten verschiedener Implantatsysteme.

BEDINGT ABNEHMBARE BRÜCKEN

Implantatgetragene Brücken mit Galvanoelementen sind klinisch erfolgreich und können zu geplanten Zeitpunkten zuverlässig entfernt werden, wie eine retrospektive Analyse von 45 Patienten über fünf Jahre zeigte (Xiang et al. 2010, 2011). Auf 353 Implantaten wurden 55 Brücken befestigt. Im Durchschnitt wurden sieben Implantate im Oberkiefer und sechs im Unterkiefer inseriert. Nach einer mittleren Beobachtungsdauer von etwas über vier Jahren betrug die kumulative Implantat-Überlebensrate 99 %. Laut den Autoren vereinen Galvanoelemente die Vorteile einer verschraubten Fixierung und der Zementierung. Zusätzlich ermöglicht die Verwendung einer galvanisierten Substruktur die langfristige Retention, während die Suprastruktur jederzeit wieder entfernt werden kann. Weiterhin untersuchte die Forschungsgruppe die Patientenzufriedenheit und den Behandlungserfolg bei 118 implantatgetragenen Galvanosteg-Prothesen auf fünf bis sechs Implantaten im Oberkiefer und vier im Unterkiefer nach einem durchschnittlichen Zeitraum von drei Jahren (Nelson et al. 2006). Nur sieben der 568 Implantate gingen verloren, d. h. die Erfolgsrate betrug 99 %.

Der prothetische Sitz war bei 93 % stabil. Nur 7 % zeigten leichte Bewegungen bei unilateralen Belastungen. Bei 85 % traten keine mechanischen Komplikationen auf. Die Patientenzufriedenheit war sehr hoch (97 %).

PATIENTENPRÄFERENZ UND -ZUFRIEDENHEIT

Die Patientenzufriedenheit muss als einer der wichtigsten Faktoren für den Erfolg des gewählten Behandlungskonzepts betrachtet werden. In einer Vielzahl von Projekten wurde die Lebensqualität in Zusammenhang mit der Mundgesundheit bei vier oder weniger Implantaten im zahnlosen Ober- oder Unterkiefer analysiert. Krennmair et al. (2012b) evaluierte die Präferenz 20 zahnloser Patienten für implantatgetragene Deckprothesen, die entweder mit Locator- oder Kugelanker befestigt wurden. Sie stellten fest, dass sich die Patientenzufriedenheit zwischen der Ausgangssituation und der neuen Versorgung signifikant verbesserte ($p < 0,05$). Allerdings fanden sie keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Prothesen.

Wolfart et al. (2012) beschrieben den Einfluss der strategischen Implantatinsertion bei herausnehmbaren Teil- oder Vollprothesen in 23 Patienten. Patienten, die entweder eine herausnehmbare Teilprothese oder eine Vollprothese trugen, erhielten zusätzliche implantatgetragene Kugelaufbauten. Die bestehende Prothese wurde an den zusätzlichen Retentionspunkt angepasst. Im Laufe der Zeit (bis zu 12 Monate) füllten die Patienten den Oral Health Profile-Fragebogen (49 Fragen) aus. Die Autoren folgerten, dass die Erhöhung der Abutmentzahl die Lebensqualität in Zusammenhang mit der Mundgesundheit verbesserte (OHRQoL).

ZUSAMMENFASSUNG

In klinischen Studien wurden hohe Erfolgsraten für Implantate mit der sandgestrahlten, säuregeätzten Promote® Oberfläche sowohl bei Einzelzahnversorgungen als auch bei Patienten mit teilbezahnten oder zahnlosen Kiefern beschrieben. Der Implan-

tattyp, der Durchmesser oder die Länge, der Zeitpunkt der Implantation oder die Belastungszeit zeigten keinen signifikanten Einfluss auf die Überlebensrate des Implantats.

REFERENZEN

Buser D, Ingmarsson S, Dula K, Lussi A, Hirt HP, Belser UC. (2002) Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: A 5-year prospective study in partially edentulous patients. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22(2): 108-17

De Lange GL, Randelzhofer P, Sipos P, de Bruyn M, Both CJ. (2010) Survival and risks of immediately placed anterior implants, Poster 19th Annual Scientific Meeting EAO Glasgow, October 6-9, 2010

Franchini I, Capelli M, Fumagalli L, Parenti A, Testori T. (2011) Multicenter retrospective analysis of 201 consecutively placed Camlog dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 31(3): 255-63

Karabuda C, Yaltirik M, Bayraktar M. (2008) A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent* 17(1): 74-81

Krennmair G, Weinländer M, Krainhöfner M, Piehslinger E. (2006a) Implantatgetragene Deckprothesen im Unterkiefer auf Kugelgeschieben oder Teleskopkronen – eine prospektive Dreijahresstudie. *Implantologie* 14: 235-43

Krennmair G, Weinländer M, Krainhöfner M, Piehslinger E. (2006b) Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 19(2): 164-70

- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2007) Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22(6): 987-94
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008a) Retrospektive Vergleichstudie zu implantatgetragenen Oberkieferdeckprothesen auf gefrästen Stegen. *Implantologie* 16(3): 287-98
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008b) Implant-supported maxillary overdentures retained with milled bars: maxillary anterior versus maxillary posterior concept – a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23(2): 343-52
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008c) The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: A 5-year prospective study. *Int J Prosthodont* 21(6): 514-20
- Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E.** (2010) Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(2): 357-66
- Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Piehslinger E.** (2011) Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3): 598-606
- Krennmair G, Sütö D, Seemann R, Piehslinger E.** (2012a) Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 23(4): 481-8
- Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E.** (2012b) Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: A cross over clinical trial. *Int J Maxillofac Implants* 27(6): 1560-8
- Nelson K, Melerski M, Agariguchi A, Hildebrand D.** (2006) Retrospektive klinische Studie von implantatgetragenen Galvano-Steg-Prothesen. *Deutsche zahnärztl Zeitschrift* 61: 32-7
- Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H.** (2008) A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23(4): 726-32
- Özkan Y, Ozcan M, Akoğlu B, Ucankale M, Kulak-Ozkan Y.** (2007) Three year treatment outcomes with three brands of implants placed in the posterior maxilla and mandible of partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 97(2): 78-84
- Özkan Y, Akoğlu B, Kulak-Özkan Y.** (2011) Five-year treatment outcomes with four types of implants in the posterior maxilla and mandible in partially edentulous patients: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3): 639-47
- Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H, Nelson K.** (2007) Erfolgsrate von Implantaten mit sandgestrahlter und geätzter Oberfläche im Oberkiefer nach einer Einheilzeit von zwölf Wochen: eine retrospektive Analyse. Success rate of sandblasted and acid-etched maxillary implants after a healing period of twelve weeks: a retrospective analysis. *Z Zahnärztl Impl* 23(3): 176-85
- Semper W, Heberer S, Nelson K.** (2008) Early loading of root form and conical implants with a sandblasted large-grit acid-etched surface: a 6-year clinical follow-up. *Implants* 2: 14-19
- Siebers D, Gehrke P, Schliephake H.** (2010) Immediate versus delayed function of dental implants: A 1- to 7-year follow-up study of 222 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(6): 1195-202
- Strietzel FP, Reichart PA.** (2007) Oral rehabilitation using Camlog® screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. *Clin Oral Implants Res* 18(5): 591-600
- Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G.** (2010) Removable implant-prosthodontic rehabilitation of the edentulous mandible: five-year results of different prosthetic anchorage concepts. *Int J Oral Maxillofac* 25(3): 589-97
- Wolf M.** (2007) Einzelzahnersatz auf CAMLOG ROOT-LINE, Nobel Biocare Replace, und Replace Select- Implantaten nach sofortimplantation Sofortrekonstruktion – eine 5-Jahres-Studie. Single-tooth replacement on CAMLOG ROOT-LINE, Nobel Biocare Replace, and Replace Select implants after immediate implantation/immediate reconstruction – a 5-year study. *Logo* 9: 9-12
- Wolfart S, Moll D, Hilgers RD, Wolfart M, Kern M.** (2013) Implant placement under existing removable dental prostheses and its effect on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res* 24(12): 1354-9

Xiang L, Hu X, Mehrhof J, Nelson K. (2011) Klinische Evaluation von bedingt abnehmbaren Brücken im zahnlosen Kiefer: Fünfjahresergebnisse. Quintessenz Zahntech 37(7): 906-12

Xiang L, Hu X, Mehrhof J, Nelson K. (2010) Clinical evaluation of a fixed (retrievable) implant-supported prosthesis in the edentulous jaw: a 5-year report. Quintessence Int 41(4): 277-83

Zafiropoulos GGK, Deli G, Bartee BK, Hoffmann O. (2010) Single tooth implant placement and loading in fresh and regenerated extraction sockets. 5 year results. A case series using two different implant designs. J Periodontol 81(4): 604-15

VOLLSTÄNDIGE REFERENZENLISTE

- Becker J, Schwarz F, Kirsch A.** (2006) Verbesserung der marginalen Knochenadaptation durch das neue Promote® plus Design. Logo 6;15-17
- Becker J, Ferrari D, Hertel M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F.** (2007) Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Clin Perio-dontol 34 (12):1089–96
- Becker J, Ferrari D, Mihatovic I, Sahn N, Schaer A, Schwarz F.** (2009) Stability of crestal bone level at platform-switched non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Clin Periodontol 36(6): 532-9
- Becker K, Mihatovic I, Golubovic V, Schwarz F.** (2012) Impact of abutment material and dis-/re-connection on soft and hard tissue changes at implants with platform-switching. J Clin Periodontol 39(8): 774-80
- Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M.** (2011) Zirkonoxid-Konsens. Eine Verarbeitungsanleitung für Zirkonoxid: Die Ergebnisse der CAD 4 practice Expertenrunde. Teamwork J Cont Dent Educ 2, 210-16
- Buser D, Ingmarsson S, Dula K, Lussi A, Hirt HP, Belser UC.** (2002) Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: A 5-year prospective study in partially edentulous patients. Int J Periodontics Restorative Dent 22(2): 108-17
- De Lange GL, Randelzhofer P, Sipos P, de Bruyn M, Both CJ.** (2010) Survival and risks of immediately placed anterior implants, Poster 19th Annual Scientific Meeting EAO Glasgow, October 6-9, 2010
- Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stie-sch M.** (2011) Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. J Prosthodont 20(7): 510-6
- Edinger D, Kahler E, Hilgers R.** (2007) Untersuchung der Rotationspass-genauigkeit. BDIZ EDI konkret 2: 68-71
- Franchini I, Capelli M, Fumagalli L, Parenti A, Testori T.** (2011) Multi-center retrospective analysis of 201 consecutively placed Camlog dental implants. Int J Periodontics Restorative Dent 31(3): 255-63
- Gross M, Abramovich I, Weiss E. I.** (1999) Microleakage at the abut-ment-implant Interface of Osseointegrated Implants: A Comparative Study. Int J Oral Maxillofac Implants 14(1): 94-100
- Harder S, Quabius ES, Ossenkop L, Kern M.** (2012) Assessment of lipo-polysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. Clin Oral Investig;16(5): 1377-84
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ.** (1995) Untersuchungen zur Dich-tigkeit der Implantat-Prothetikpfosten-Verbindung. Implantologie 3: 229-47
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ.** (1997) Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Im-plants 12(4): 527-40
- Karabuda C, Yaltirik M, Bayraktar M.** (2008) A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. Implant Dent 17(1): 74-81
- Krennmair G, Weinländer M, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2006a) Implantatgetragene Deckprothesen im Unterkiefer auf Kugelgeschieben oder Teleskopkronen – eine prospektive Dreijahresstudie. Implantologie 14: 35-43
- Krennmair G, Weinländer M, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2006b) Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. Int J Prosthodont 19(2): 164-70
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2007) Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 22(6): 987-94
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008a) Retrospektive Vergleichstudie zu implantatgetragenen Oberkieferdeckprothesen auf ge-frästen Stegen. Implantologie 16(3): 287-98
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008b) Implant-sup-ported maxillary overdentures retained with milled bars: maxillary anterior versus maxillary posterior concept – a retrospective study. Int J Oral Maxil-lofac Implants 23(2): 343-52
- Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E.** (2008c) The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: A 5-year prospective study. Int J Prosthodont 21(6): 514-20
- Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E.** (2010) Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. Int J Oral Maxillofac Implants 25(2): 357-66

- Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Piehslinger E.** (2011) Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3): 598-606
- Krennmair G, Sütö D, Seemann R, Piehslinger E.** (2012a) Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 23(4): 481-8
- Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E.** (2012b) Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: A cross over clinical trial. *Int J Maxillofac Implants* 27(6): 1560-8
- Mehl C, Harder S, Schwarz D, Steiner M, Vollrath O, Kern M.** (2012a) In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrievability of implant-retained crowns. *Clin Oral Implants Res* 23(8): 930-7
- Mehl C, Harder S, Shahriari A, Steiner M, Kern M.** (2012b) Influence of abutment height and thermocycling on retrievability of cemented implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(5): 1106-15
- Mehl C, Becker ST, Acil Y, Harder S, Wiltfang J, Dabbagh-Afrouz AA, de Buhr W, Kern M.** (2013) Impact of vertical loading on the implant-bone interface. *Clin Oral Implants Res* 24(8): 949-56
- Nelson K, Melerski M, Agariguchi A, Hildebrand D.** (2006) Retrospektive klinische Studie von implantatgetragenen Galvano-Steg-Prothesen. *Deutsche Zahnärztl Zeitschrift* 61: 32-7
- Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H.** (2008) A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23(4): 726-32
- Özkan Y, Ozcan M, Akoğlu B, Ucankale M, Kulak-Ozkan Y.** (2007) Three-year treatment outcomes with three brands of implants placed in the posterior maxilla and mandible of partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 97(2): 78-84
- Özkan Y, Akoğlu B, Kulak-Özkan Y.** (2011) Five-year treatment outcomes with four types of implants in the posterior maxilla and mandible in partially edentulous patients: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3): 639-47
- Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K.** (2010) In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat* 17(2): 289-94
- Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K.** (2013) An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28(1): 44-50
- Reinert M, Geis-Gerstorfer J.** (2007) Vergleichende Untersuchung zur Passgenauigkeit von prothetisch-zahntechnischen Komponenten verschiedener Implantatsysteme. *Dtsch Zahnärztl Zeitschrift* 62: 668-74
- Richter EJ.** (1995) In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(1): 99-108
- Schwarz F, Herten M, Bieling K, Becker J.** (2008) Crestal bone changes at non-submerged implants (Camlog®) with different machined collar lengths. A histomorphometrical pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23(2): 335-42
- Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K.** (2009a) Theoretical considerations: implant positional index design. *J Dent Res* 88(8): 725-30
- Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K.** (2009b) Theoretical optimum of implant positional index design. *J Dent Res* 88(8): 731-5
- Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K.** (2010a) Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: theoretical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(4): 752-8
- Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K.** (2010b) Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(1): 86-94
- Semper W, Heberer S, Nelson K.** (2008) Early loading of root form and conical implants with a sandblasted large-grit acid-etched surface: a 6-year clinical follow-up. *Implants* 2: 14-9
- Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H, Nelson K.** (2007) Erfolgsrate von Implantaten mit sandgestrahlter und geätzter Oberfläche im Oberkiefer nach einer Einheilzeit von zwölf Wochen: eine retrospektive Analyse. Success rate of sandblasted and acid-etched maxillary implants after a healing period of twelve weeks: a retrospective analysis. *Z. Zahnärztl Implantol* 23(3): 176-85

- Semper-Hogg W, Kraft S, Stiller S, Mehrhof J, Nelson K.** (2012) Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant-abutment connection. *Clin Oral Investig* 17(3): 1017-23
- Siebers D, Gehrke P, Schliephake H.** (2010) Immediate versus delayed function of dental implants: A 1- to 7-year follow-up study of 222 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(6): 1195-202
- Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M.** (2005a) In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20(6): 875-81
- Steinebrunner L, Bössmann K, Kern M.** (2005b) Implantat-Abutment-Verbindungen – Präklinische Testmethoden. *Implantologie* 13: 145-60
- Steinebrunner L.** (2006) Vergleichende Untersuchung zur bakteriellen Penetration sowie zur Dauer- und Maximalbelastbarkeit der Verbindung zwischen dentalen Implantaten und deren prothetischen Aufbauten. Universität Kiel, Dissertation
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M.** (2008) Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 19(12): 1276-84
- Stimmelmayr M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F.** (2012a) Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 28(12): 1215-20
- Stimmelmayr M, Erdelt K, Güth JF, Happe A, Beuer F.** (2012b) Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model-a digital approach. *Clin Oral Investig* 16(4): 1137-42
- Stimmelmayr M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F.** (2012c) Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clin Oral Investig* 16(3): 851-6
- Strietzel FP, Reichart PA.** (2007) Oral rehabilitation using Camlog® screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. *Clin Oral Implants Res* 18(5): 591-600
- Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G.** (2010) Removable implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible: five-year results of different prosthetic anchorage concepts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(3): 589-97
- Wolf M.** (2007) Einzelzahnersatz auf CAMLOG ROOT-LINE, Nobel Biocare Replace, und Replace Select- Implantaten nach sofortimplantation Sofortrekonstruktion – eine 5-Jahres-Studie. Single-tooth replacement on CAMLOG ROOT-LINE, Nobel Biocare Replace, and Replace Select implants after immediate implantation/immediate reconstruction – a 5-year study. *Logo* 9: 9-12
- Wolfart S, Moll D, Hilgers RD, Wolfart M, Kern M.** (2013) Implant placement under existing removable dental prostheses and its effect on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res* 24(12): 1354-9
- Xiang L, Hu X, Mehrhof J, Nelson K.** (2011) Klinische Evaluation von bedingt abnehmbaren Brücken im zahnlosen Kiefer: Fünfjahresergebnisse. *Quintessenz Zahntech* 37(7): 906-12
- Xiang L, Hu X, Mehrhof J, Nelson K.** (2010) Clinical evaluation of a fixed (retrievable) implant-supported prosthesis in the edentulous jaw: a 5-year report. *Quintessence Int* 41(4): 277-83
- Zabler S, Rack T, Rack A, Nelson K.** Fatigue induced deformation of taper connections in dental titanium implants. *Int J Matr Res* (in press)
- Zafiroopoulos GGK, Deli G, Bartee BK, Hoffmann O.** (2010) Single tooth implant placement and loading in fresh and regenerated extraction sockets. 5 year results. A case series using two different implant designs. *J Periodontol* 81(4): 604-15

HEADQUARTERS

CAMLOG Biotechnologies AG | Margarethenstrasse 38 | CH-4053 Basel
Tel. +41 61 565 41 00 | Fax +41 61 565 41 01 | info@camlog.com | www.camlog.com

camlog