

M.P. Dittmer¹, S. Dittmer², P. Kohorst², L. Borchers², M. Stiesch²

Belastbarkeit unterschiedlicher Implantat-Abutment-Komplexe vor und nach mechanischer Wechsellast*



M.P. Dittmer

Load-bearing capacity of different implant-abutment connection types influenced by cyclic mechanical loading

Einführung: Ziel dieser Studie war es, ausgewählte Implantat-Abutment-Komplexe der Hersteller Astra Tech (AST), Bego (BEG), Camlog (CAM), Friadent (FRI), Nobel Biocare (NOB) und Straumann (STR) im statischen, an ISO 14801 angelehnten Bruchversuch hinsichtlich ihrer Belastbarkeit vor und nach mechanischer Wechselbelastung zu untersuchen.

Material und Methode: Pro Implantattyp wurden 10 Implantate in jeweils einen Polyurethanzyylinder eingebettet und die korrespondierenden Abutments gemäß Herstellerangaben mit definiertem Drehmoment aufgeschraubt. Die Probekörper eines Typs wurden anschließend randomisiert in zwei Gruppen aufgeteilt: die eine Hälfte wurde sofort einem statischen Bruchversuch zugeführt (Kont), die andere Hälfte wurde zuvor mechanisch wechselbelastet (100 N, Frequenz 2 Hz, 10^6 Zyklen) (Dyn). Dazu wurden die Probekörper in einer Spannvorrichtung so platziert, dass die Lasteinleitung mittels eines halbkugelförmigen Belastungskäppchens in definiertem Abstand zum Implantatkopf unter einem Winkel von 30° zur Implantatachse erfolgte. Anschließend wurden die Prüfkörper im gleichen Belastungswinkel in einer Universalprüfmaschine bis zum Versagen belastet. Die Kraft-Weg-Kurven wurden aufgezeichnet und die Kraft zum Zeitpunkt des Einsetzens der plastischen Verformung (Fp) sowie die vor dem Versagen maximal aufgetretene Kraft (Fm) bestimmt. Die ermittelten Kraftwerte wurden einer einfaktoriellem Varianzanalyse unterzogen, wobei das Signifikanzniveau auf 0,05 festgesetzt war.

Ergebnisse: Der Typ der Implantat-Abutment-Verbin-

Introduction: The aim of this in-vitro study was to evaluate the implant-abutment assembly of Astra Tech (AST), Bego (BEG), Camlog (CAM), Friadent (FRI), Nobel Biocare (NOB) and Straumann (STR) with respect to load-bearing capacity before and after cyclic fatigue, using a static overload test with a test set-up according to ISO 14801.

Material and Methods: 10 implants per type were embedded with poly(urethane) resin in stainless steel cylinders and the abutments were fixed to the implants by respective screws with the torque given by the manufacturer. The specimens of each type were randomly divided into two homogeneous groups: one half was tested for static load-bearing capacity without any further treatment (Kont), the other half underwent mechanical cycling (100 N, frequency 2 Hz, 10^6 cycles). For load-to-failure testing, specimens were then placed in a stainless steel jig and loaded in a universal testing machine under an angle of 30° with respect to the implant axis. Load-displacement curves were analyzed and maximum forces (Fm) as well as yield forces at which non-linear behaviour set in (Fp) were recorded. Statistical analysis was performed using one-way ANOVA and t-test, respectively, with the level of significance set at 0,05.

Results: Statistical analysis revealed that mean forces Fm (in both groups, „Kont“ and „Dyn“), and Fp (in the control group only) were significantly influenced by the type of implant-abutment connection, whereas forces Fp after mechanical cycling did not differ significantly ($p = 0,284$).

¹ Medizinische Hochschule Hannover, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

² Medizinische Hochschule Hannover, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde

* Teilergebnisse wurden bereits im Journal of Prosthodontics (J Prosthodont 2011;20(7):510-516) und im Journal of Prosthodontic Research (J Prosthodont Res 2012;56[1]:19-24) veröffentlicht.

Peer-reviewed article: eingereicht: 09.11.2011, revidierte Fassung akzeptiert: 01.02.2012

DOI 10.3238/dzz.2012.0578-0584

dung beeinflusste die erzielte Maximalkraft F_m signifikant, und zwar unabhängig von der Vorbehandlung („Kont“ bzw. „Dyn“). Dahingegen unterschieden sich die gemittelten Kräfte F_p zwar in der Kontrollgruppe signifikant voneinander, aber nicht nach Wechselbelastung ($p = 0,284$).

Schlussfolgerung: Alle in dieser Studie gestesteten Implantat-Abutment-Komplexe halten den in der Mundhöhle auftretenden Kräften stand.
(Dtsch Zahnärztl Z 2012, 67: 578–584)

Schlüsselwörter: dentale Implantate, Abutment, Implantat-Abutment-Verbindung, mechanische Wechselbelastung, Belastbarkeit

Einleitung

Insbesondere die für den Einzelzahnersatz verwendeten Implantate bestehen heutzutage in der Regel aus mehreren Komponenten: einer in knöchernes Gewebe zu inserierenden Implantatfixtur sowie einem Abutment, welches mittels einer Verbindungsschraube mit der Fixtur befestigt wird und als Basis für die spätere prothetische Rekonstruktion dient. Bei gleichem Grundaufbau unterscheiden sich jedoch die Implantat-Abutment-Verbindungen in Abhängigkeit vom Hersteller. Die verschiedenen Verbindungstypen können danach klassifiziert werden, ob die Verbindung von Implantat und Abutment stoßförmig oder konisch zustande kommt.

Stoßverbindungen bestehen aus zwei senkrecht zur Implantatachse stehenden zusammengedrückten Flächen, die durch eine parallel zur Implantatachse verlaufende teleskopartige Überlappung von Implantat und Abutment ergänzt werden (Matrize/ Patrizie) [34]. Voraussetzung für die Fügung dieser parallelwandigen Flächen ist jedoch das Vorhandensein eines kleinen Spalts zwischen ihnen – einer so genannten Spielpassung [11]. Im Gegensatz zu dieser Spielpassung kommt es bei den konischen Verbindungstypen in der Regel zwischen dem am Abutment sitzenden Konus (Außenkonus) und der korrespondierenden konischen Matrize im Implantat (Innenkonus) zu einer Presspassung [13].

Des Weiteren kann man die verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungstypen danach einteilen, ob eine Rotationssperre (Index) in Form einer

drei-, vier-, fünf- oder mehreckigen prismatischen Ausgestaltung der Patrizie in die Fügekonstruktion eingearbeitet ist oder nicht. Ein Rotationsschutz hat den Sinn, die Winkelposition der Abutments von den zahntechnischen Meistermodellen in den Patientenmund eindeutig zu übertragen und eine Rotation des Abutments in der Fixtur zu vermeiden [34].

Die unterschiedlichen Verbindungstypen, von denen noch diverse Zwischenformen existieren, weisen spezifische Vor- und Nachteile auf. Norton verglich die konische Verbindung der Firma Astra Tech mit der von *Brånemark* benutzten fünfeckig-indexierten Stoßverbindung und konnte feststellen, dass die konische Verbindung einen größeren Widerstand gegen extraaxiale Belastungen am Übergang von Implantat zu Abutment aufweist als die Stoßverbindung [23]. Diverse Autoren konnten zudem in In-vitro-Tests feststellen, dass tief in das Implantat reichende Verbindungen, wie sie hauptsächlich bei konusartigen oder doppelrohrartigen Stoßverbindungen zum Einsatz kommen, in Bezug auf die Festigkeit und Langlebigkeit deutliche Vorteile gegenüber Systemen mit kürzeren internen oder externen Verbindungen aufweisen [20, 31].

Da die Osseointegration von Implantaten in der Regel kein Problem mehr darstellt, fokussieren sich aktuelle Publikationen zu Dentalimplantaten immer mehr auf andere mögliche Komplikationen [22, 26, 27]. Grundsätzlich ist festzustellen, dass es sich bei den implantat-assoziierten Komplikationen neben biologischen Problemen, wie z. B.

Conclusion: None of the implant-abutment types tested would be expected to fail under clinically relevant forces.

Keywords: dental implant, abutment, implant-abutment connection, mechanical loading, yield force

der Periimplantitis, in 60–75 % der Fälle um technische Komplikationen handelt [10]. Um diese während der funktionellen Belastung zu vermeiden, ist eine hohe Belastbarkeit eine der Hauptanforderungen an die Implantat-Abutment-Einheiten. Es gibt nur wenige klinische Fälle, in denen über das Versagen der Implantatfixtur selbst berichtet wird (weniger als 1 %) [10], deutlich häufiger kommt das Versagen oder der Verlust der Verbindungsschraube vor [2–5, 21]. Aus materialkundlicher Sicht betrachtet ist die Materialermüdung der häufigste Grund für das Versagen der Verbindungsschraube [5]. Durch wiederholte Belastung kann es zur Rissbildung bereits unterhalb der eigentlichen Belastungsgrenze kommen. Es können auch Risse, die durch Spannungsspitzen hervorgerufen werden, erst nach jahrelangem problemlosen Gebrauch oder schon nach kürzester Zeit zum Materialversagen führen [24]. Alle oben beschriebenen Komplikationen ziehen in vivo in der Regel komplexe Behandlungen nach sich. Ihre Reparatur nimmt meist viel Zeit in Anspruch und kann im schlimmsten Fall – dem Bruch der Implantatfixtur – sogar eine Explantation notwendig machen. Diese kann in Abhängigkeit vom chirurgischen Vorgehen unter Umständen zur Entstehung eines großen Knochendefektes führen und eine spätere Neuversorgung deutlich erschweren [33].

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Belastbarkeiten des Implantat-Abutment-Komplexes von 6 verschiedenen Implantatsystemen vor und nach mechanischer Wechselbelastung in einem statischen Bruchversuch in Anlehnung

Hersteller	Abkürzung	Implantat	Artikelnummer	Abutment	Artikelnummer	Torque (Ncm)	Verbindungs- typ/ Index
Astra	AST	Osseo Speed Ø 4.5/ 13 mm	24533	TiDesign 4.5/ 5.0 Ø 5.5, 1.5 mm	24235	25	Interne konische Verbindung/ Hexagon, Doppelhexagon
Bego	BEG	Semados Ø 4.5/ 13 mm	55704	Sub-Tec Ti- Abutment S/ RI 4.1–4.5	56370	30	Interne Stoßverbindung mit kurzer interner Matrix/ Hexagon
Camlog	CAM	Screw-line Promote plus Ø 4.3/ 13 mm	J1052.4313	Universal Abutment 11 mm	J2211.4300	20	Interne Stoßverbindung/ 3 mögliche Positionen
Friadent	FRI	Ankylos plus B14 Ø 4.5/ 14 mm	31021625	Balance Posterior 0,75	31021625	15	Interne konische Verbindung/ kein Index
Nobel Biocare	NOB	MK III Groovy RP Ø 4.0/ 13 mm	32129	Easy Abutment Bmk syst Rp 1 mm	30674	35	externe Stoß- verbindung/ Hexagon
Straumann	STR	Standard implant Ø 4.1 RN/ 14 mm	043.0345	RN synOcta Tiabutment H 5.5 mm	048.605	35	Interne konische Verbindung/ Octagon

Tabelle 1 In dieser Studie verwendete Implantattypen und Abutments.

Table 1 Implants, components and torque used in the current study.

an ISO 14801 zu ermitteln und miteinander zu vergleichen.

Material und Methode

Insgesamt 6 Implantattypen unterschiedlicher Hersteller (siehe Tab. 1) wurden in den statischen, an ISO 14801 [30] angelehnten Bruchversuch einbezogen. Es wurden jeweils 10 Implantate pro Typ in einen Polyurethanzylinder (PUR, AlphaDie Top, Schütz-Dental, Rosbach) eingebettet, der zirkulär durch eine Stahlhülle mit einem Innendurchmesser von 12 mm und einer Höhe von 15 mm umgeben war. Die Zentrierung der Implantate im Bereich des Zylinders sowie die von der ISO-Norm geforderte Simulation eines Knochenverlustes in Höhe von 3 mm im Bereich der Implantatschulter wurde durch individuell gefertigte Positionierungshilfen gewährleistet. Anschließend wurden die korrespondierenden Abutments mit den entsprechenden Verbindungsschrauben befestigt, die mit definiertem Drehmoment gemäß Herstellerangabe angezogen wurden (siehe Tab. 1). Zur Einleitung einer Kraft wurden halbkugelförmige Belastungskäppchen aus Wachs

auf die unmodifizierten Abutments modelliert. Mit Hilfe eines optischen Verfahrens und einer computer-aided design (CAD)-Software (Etkon AG, Gräfeling) konnten die Wachs-käppchen digitalisiert und in einem zweiten Schritt mittels computer-aided manufacturing (CAM) aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (coron, Etkon AG, Gräfeling) gefräst werden. Nach Überprüfung der Passgenauigkeit wurden die Käppchen auf die unmodifizierten Abutments gesetzt. Der lotrechte Abstand des Zentrums der Halbkugel zum Oberrand des PUR-Zylinders betrug normkonforme 11 mm [30]. Alle Probekörper wurden in einer individuell gefertigten Spannvorrichtung so platziert, dass die Lasteinleitung in definiertem Abstand zum Implantatkopf unter einem Winkel von 30° zur Implantatachse erfolgte.

Die 10 Probekörper eines jeden Typs wurden dann randomisiert in zwei homogene Gruppen aufgeteilt: eine Hälfte wurde sofort im statischen Bruchversuch getestet und diente als Kontrollgruppe (Kont). Die andere Hälfte wurde in einem selbst entwickelten Kausimulator (Forschungswerkstatt Medizinische Hochschule, Hannover) einer mechanischen Wechsellast von 1 Million Zy-

len mit einer Schwelllast von 100 N (Belastungsfrequenz: 2 Hz) unterzogen und erst anschließend bis zum Versagen belastet (Dyn).

Die Probekörper wurden für den Bruchversuch in einer Universalprüfmaschine (Typ 20K, UTS Testsysteme, D-Ulm-Eisingen) mit einer Vorlast von 5 N belastet, um den korrekten Sitz der Belastungskäppchen zu gewährleisten. Mit Hilfe einer Metallplatte, die mittels eines Schmierfilms aus Öl und Graphit adhäsiv an der Traverse der Prüfmaschine befestigt war, erfolgte die extraaxiale Belastung (siehe Abb. 1). Somit sollten horizontal auf das Belastungskäppchen wirkende Kraftkomponenten ausgeschlossen, zumindest aber minimiert werden. Die Belastung mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min stoppte nach Versagen des Probekörpers, das durch einen Lastabfall von 100 N definiert war. Während der Belastung wurde für jeden Probekörper ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet und analysiert. Die vor dem Versagen aufgetretene Maximalkraft (F_m) wurde als Belastbarkeit definiert. Zusätzlich wurde für jeden Probekörper die Kraft bestimmt, bei der die plastische Verformung des Implantat-Abutment-Komplexes be-

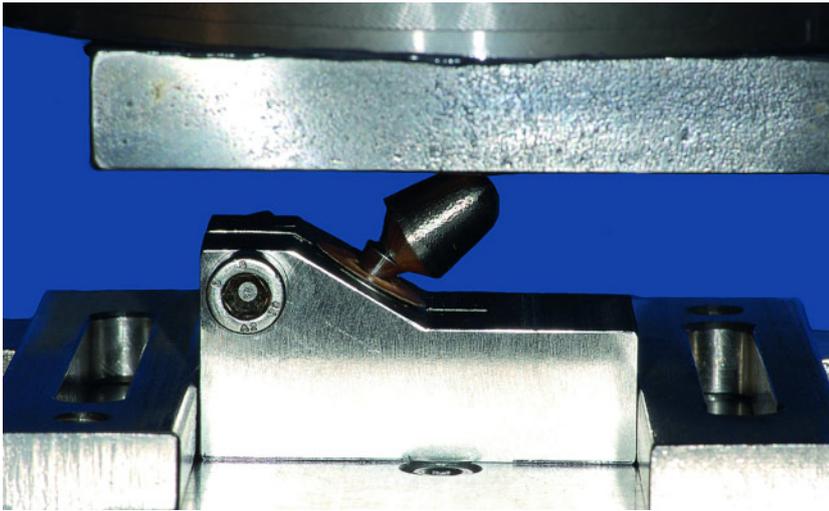


Abbildung 1 Darstellung des Versuchsaufbaus mit einem bereits bis zum Versagen getesteten Probekörper.

Figure 1 Load until failure test set-up with a specimen already tested until failure.

(Tab. 1–3, Abb. 1: M.P. Dittmer)

gann (F_p). Dazu wurde im Intervall zwischen 75 N und 225 N eine Regressionsgerade bestmöglich der Kraft-Weg-Kurve angenähert. Die Kraft F_p , bei der die Regressionslinie von dem aufgezeichneten Graphen um 10 % abwich, wurde als Anzeichen einer einsetzenden plastischen Verformung gewertet.

Die Daten in den einzelnen Gruppen wurden mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung untersucht. Die statistische Analyse der ermittelten Werte wurde daraufhin mit Hilfe einer einfaktorien Varianzanalyse (SPSS 16.0, SPSS Software Corp., München) vorgenommen, wobei das Signifikanzniveau auf $p = 0,05$ festgesetzt war. Zudem wurde der Einfluss der mechanischen Wechsellast auf die Werte F_p und F_m mittels eines t-Testes untersucht. Eine a priori durchgeführte Poweranalyse mit Hilfe der Software G-Power [15] zeigte, dass eine Mindestanzahl von 5 Probekörpern pro Gruppe für die oben genannten Analysen ausreichend war. Dabei wurde anhand von Vorversuchen angenommen, dass die Mittelwerte der Gruppen bei einer Standardabweichung von 200 N zwischen 500 N und 1000 N schwanken und eine Power von 90 % erreicht werden sollte.

Ergebnisse

Bei keinem der getesteten Prüfkörper konnte während der mechanischen

Wechselbelastung ein Versagen beobachtet werden. Die während des anschließenden Belastungstests aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme beider Gruppen (Dyn und Kont) zeigten alle einen steilen Anstieg der Kurve bis zum Erreichen der maximal auftretenden Kraft (F_m). Anschließend konnte bei anhaltender Belastung ein Abfall der Kraft bis zum Versagen des Probekörpers beobachtet werden. Durch die oben beschriebene graphische Analyse des Diagramms konnte die Kraft F_p beim vermuteten Einsetzen der plastischen Verformung eindeutig identifiziert werden. Die maximale Belastbarkeit F_m wurde nach einem Traversenvorschub von 1,0 mm (BEG, Dyn) bis 2,4 mm (FRI, Kont) erreicht, wohingegen für die Kraft F_p zum Zeitpunkt der plastischen Verformung ein zugehöriger Vorschub von 1,5 mm (BEG, Kont) bis 5,0 mm (AST, Dyn) ermittelt wurde.

Einen Überblick über die im Versuch ermittelte Belastbarkeit F_m vor und nach mechanischer Wechsellast gibt Tabelle 2. Im Durchschnitt nahm die Belastbarkeit in Folge der mechanischen Wechsellast um 33 % ab. Die in der Kontrollgruppe ermittelten Werte für STR (606 N \pm 12 N), FRI (624 N \pm 135 N) und AST (768 N \pm 72 N) waren signifikant niedriger als die Werte für CAM (999 N \pm 32 N) und BEG (1129 N \pm 113 N). Einzig die für NOB ermittelte Kraft F_m (944 N \pm 261 N) unterschied sich von keiner anderen in dieser

Gruppe signifikant. In der Gruppe mit vorheriger mechanischer Wechsellast (Dyn) lagen die Werte F_m von BEG (671 N \pm 24 N) und CAM (672 N \pm 24 N) signifikant höher als die von AST (540 N \pm 11 N), NOB (513 N \pm 21 N) und STR (551 N \pm 10 N). FRI (429 N \pm 19 N) wies im Versuch die signifikant niedrigste Belastbarkeit auf (s. Tab. 2).

Die Kraft F_p zum Zeitpunkt der plastischen Verformung ist in Tabelle 3 aufgeführt. Während nach Wechselbelastung (Dyn) keine signifikanten Unterschiede in den F_p -Werten festgestellt werden konnten (ANOVA, $p = 0,284$), zeigte sich in der Kontrollgruppe ein signifikanter Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung (ANOVA, $p < 0,001$). Hier lagen die F_p -Werte für STR (456 N \pm 54 N), FRI (368 N \pm 73 N) und AST (430 N \pm 59 N) signifikant niedriger als die Werte für CAM (891 N \pm 85 N) ($p < 0,001$). Nur die Werte von BEG (955 N \pm 296 N) und NOB (635 N \pm 313 N) unterschieden sich nicht signifikant von denen der anderen Gruppen.

Nach mechanischer Wechsellast konnte ein deutlicher Abfall der Werte von F_p beobachtet werden, die 304 N \pm 9 N (FRI), 347 N \pm 24 N (NOB), 378 N \pm 165 N (CAM), 394 N \pm 19 N (AST), 397 N \pm 43 N (STR) und 407 N \pm 65 N (CAM) betragen. Der gruppenweise Vergleich im Rahmen des Post-hoc-Tests zeigte, dass sich einzig die Werte von FRI und AST signifikant voneinander unterschieden ($p = 0,001$). Die statistische Analyse ergab zudem, dass Wechselbelastung die Kraft F_p bei CAM ($p < 0,001$) und BEG ($p = 0,004$) signifikant reduzierte (siehe Tab. 3).

Diskussion

Implantatgetragener Zahnersatz ist in der Mundhöhle verschiedensten Belastungen ausgesetzt, wobei die Langlebigkeit der Restauration hauptsächlich durch die mechanische Wechselbelastung beeinflusst wird. Daher ist die mechanische Ermüdungsprüfung besonders geeignet, bei In-vitro-Untersuchungen dentaler Implantate aussagekräftige Ergebnisse bezüglich der Langzeitstabilität zu erhalten und die In-vivo-Situation zu simulieren [12, 25, 26]. Um einen einheitlichen Versuchsaufbau zu gewährleisten, wurde die ISO-Norm 14801 geschaffen [30]. Sie beschreibt detailliert, wie die Implantat-

Typ	Fm (Mittelwert und Standardabweichung in N)		Reduktion durch Wechselbelastung (%)	p
	Kont	Dyn		
AST	768 ± 72 ^a	540 ± 11 ^a	29,7	< 0,001
BEG	1.129 ± 113 ^b	671 ± 24 ^b	40,6	< 0,001
CAM	999 ± 32 ^b	672 ± 24 ^b	32,7	< 0,001
FRI	624 ± 135 ^a	429 ± 19 ^c	31,2	0,012
NOB	944 ± 261 ^{a,b}	513 ± 21 ^a	45,7	0,006
STR	606 ± 12 ^a	551 ± 10 ^a	9,1	< 0,001

Tabelle 2 Belastbarkeit Fm (Mittelwert und Standardabweichung für n = 5) in der Kontrollgruppe (Kont) und nach vorheriger mechanischer Wechsellast (Dyn). Mit gleichen Buchstaben gekennzeichnete Werte unterscheiden sich nicht signifikant in der jeweiligen Prüfgruppe. Zusätzlich ist die Reduktion von Fm infolge mechanischer Wechselbelastung sowie der p-Wert für den Einfluss der mechanischen Wechselbelastung auf Fm aufgeführt.

Table 2 Load-bearing capacity Fm without (Kont) and after mechanical cycling (Dyn) for different types of implants (means and standard deviations for n = 5). Values denoted by the same suffix do not differ with statistical significance in the corresponding testing group. Additionally, the percentage reduction in load-bearing capacity Fm due to cyclic fatigue and the p-values for the influence of cyclic fatigue on load-bearing capacity are given.

Abutment-Einheiten unter Wechsellast bis zum Versagen zu testen sind. In der Literatur sind zahlreiche Studien zur mechanischen Charakterisierung dentaler Implantate zu finden, in denen von der in der ISO-Norm beschriebenen Versuchsdurchführung abgewichen wurde [6, 12, 14, 26]. Auch in der vorliegenden Studie wurde die Versuchsdurchführung geringfügig modifiziert. Abweichend von der Norm wurden die Probekörper nicht bis zum Versagen unter Wechsellast getestet, sondern vor der Versagensprüfung mit einer Anzahl von einer Million Zyklen mechanisch vorgeschädigt. So ergab sich die Möglichkeit, den Einfluss einer simulierten Tragedauer unter Berücksichtigung des Typs der Implantat-Abutment-Verbindung auf die Belastbarkeit zu untersuchen.

Abgesehen von der simulierten zyklischen Vorschädigung der Bauteile durch wiederholtes Kauen wurde versucht, die in der vorliegenden Studie gewählten Bedingungen so realitätsnah wie möglich zu gestalten. Jedes Implantat wurde in Polyurethanmasse (PUR) eingebettet, welche einen dem des menschlichen Knochens sehr ähnlichen Elastizitätsmodul besitzt [28]. Zudem wurde das Implantat so eingebettet, dass ein Abstand von 3 mm zwischen Implantatschulter und PUR eingehalten wurde. Dies sollte die klinische Situation eines vertikalen Knochenabbaus simulieren [30]. Des Weiteren wurden die

Prüfkörper in einem Winkel von 30° zur Implantatachse belastet. Dieses Szenario ist der Norm für die dynamische Ermüdungsprüfung enossaler dentaler Implantate (ISO 14801) entnommen und wurde in der Literatur bereits mehrfach beschrieben [6, 9, 24, 26, 30].

In der Literatur belegte maximale Kaukräfte im Molarenbereich liegen in Abhängigkeit vom Studienaufbau und vom Individuum zwischen 150 N und 878 N [1, 16, 17, 19]. Die durchschnittliche Kaukraft liegt im Vergleich dazu – je nach Konsistenz der Nahrung – bei 20 N bis 120 N [29]. In der vorliegenden Untersuchung lagen die maximalen Kräfte beim Versagen der Prüfkörper (Fm) alle deutlich oberhalb von 120 N, womit die untersuchten Implantate den durchschnittlich auftretenden Kaukräften standhalten. Hierbei gilt allerdings zu berücksichtigen, dass zum Zeitpunkt des Erreichens der Maximalkraft bereits eine plastische Verformung der Prüfkörper eingesetzt hat. Diese bleibende Verformung ist klinisch schon mit einem Versagen der Implantat-Abutment-Einheit gleichzusetzen, da es zwangsläufig zu einer Beeinträchtigung der Okklusion, Ästhetik und des Randschlusses zwischen Implantat und Abutment kommt. Daher wurde auch die Kraft Fp ermittelt, bei der ein deutliches Abweichen vom linearen Materialverhalten festzustellen und somit einsetzende plastische Verformung

zu erwarten war. Auch alle für Fp ermittelten Werte liegen oberhalb der mittleren Kaukräfte, reichen jedoch in den Bereich der maximal auftretenden Kaukräfte hinein. Man muss allerdings bedenken, dass die Prüfkörper unter der Annahme schlechter klinischer Voraussetzungen getestet wurden (3 mm Knochenverlust, 30° Belastung). Ohne den simulierten Knochenverlust und die für die Implantat-Abutment-Einheit ungünstige Belastungsrichtung würden die Prüfkörper sicherlich höheren Kräften standhalten.

Betrachtet man den Einfluss der mechanischen Wechsellast auf die Werte Fm und Fp, so kann man teilweise deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Herstellern innerhalb der beiden Gruppen erkennen. Lagen die Werte Fm vor mechanischer Wechselbelastung zwischen 624 N und 1129 N, konnten danach nur noch Belastbarkeiten zwischen 429 N und 672 N ermittelt werden. Dabei wurde Fm durch die künstliche Alterung bei fünf Herstellern in ähnlichem Ausmaß beeinflusst und reduzierte sich um 29,7 % bis 45,7 %. Einzig bei der Gruppe STR war die Reduktion deutlich geringer ausgeprägt und betrug nur 9,1 %. Dieser deutliche Unterschied könnte darin begründet liegen, dass die Suprakonstruktion bzw. das Belastungskäppchen bei STR konstruktionsbedingt nicht allein auf dem Abutment lastete, sondern auch die Im-

Typ	Fp (Mittelwert und Standardabweichung in N)		Reduktion durch Wechselbelastung (%)	p
	Kont	Dyn		
AST	430 ± 59 ^a	394 ± 19 ^a	8,4	0,225
BEG	955 ± 296 ^{a,b}	407 ± 65 ^{a,b}	57,4	0,004
CAM	891 ± 85 ^b	378 ± 16,5 ^{a,b}	57,6	< 0,001
FRI	368 ± 73 ^a	304 ± 9 ^b	17,4	0,086
NOB	635 ± 313 ^{a,b}	347 ± 24 ^{a,b}	45,4	0,074
STR	456 ± 54 ^a	397 ± 43 ^{a,b}	12,9	0,091

Tabelle 3 Kraft Fp zum Zeitpunkt der plastischen Verformung (Mittelwert und Standardabweichung für n = 5) in der Kontrollgruppe (Kont) und nach vorheriger mechanischer Wechsellast (Dyn). Mit gleichen Buchstaben gekennzeichnete Werte unterscheiden sich nicht signifikant in der jeweiligen Prüfgruppe. Zusätzlich ist die Reduktion von Fp infolge mechanischer Wechselbelastung sowie der p-Wert für den Einfluss der mechanischen Wechselbelastung auf Fp aufgeführt.

Table 3 Yield force Fp without (Kont) and after mechanical cycling (Dyn) for different types of implants (means and standard deviations for n = 5). Values denoted by the same suffix do not differ with statistical significance in the corresponding testing group. Additionally, the percentage reduction in load-bearing capacity Fp due to cyclic fatigue and the p-values for the influence of cyclic fatigue on load-bearing capacity are given.

plantatschulter bedeckte und somit die eingeleitete Kraft besser verteilte.

Die Werte Fp schwankten in der Kontrollgruppe zwischen 368 N und 955 N und in der mechanisch wechselbelasteten Gruppe zwischen 304 N und 407 N. *Strub* et al. konnten im Rahmen ihrer Untersuchung Belastbarkeiten in einem ähnlichen Bereich, nämlich zwischen 473 N und 893 N in der Kontrollgruppe feststellen [32]. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie beeinflusste eine mechanische Wechsellast mit 1,2 Millionen Zyklen und 50 N Schwellast die Belastbarkeit jedoch nicht signifikant [32]. Dies mag daran liegen, dass in dieser Studie in Anlehnung an die durchschnittlich auftretenden Kaukräfte [29] eine im Vergleich zu *Strub* et al. doppelt so hohe Schwellast von 100 N gewählt wurde. Diverse Autoren konnten bei ähnlich aufgebauten Versuchsdurchführungen teilweise deutlich höhere Belastbarkeiten zwischen 587 N und 1955 N für nicht wechselbelastete Probestkörper und zwischen 729 N und 1439 N für mechanisch wechselbelastete Probestkörper feststellen [6–8, 12, 31].

Vergleicht man den prozentualen Abfall der Belastbarkeiten Fm und Fp durch die mechanische Wechsellast, so stellt man fest, dass dieser bei Fp eine deutlich größere Schwankung zwischen den einzelnen Implantat-Abutment-Verbindungstypen aufweist. Auffallend ist zu-

dem, dass die Verbindungstypen mit den in der Kontrollgruppe zunächst höchsten Fp-Werten den stärksten Abfall infolge Wechselbelastung aufwiesen (siehe Tab. 3). Insbesondere bei den doppelrohrartigen Verbindungstypen (BEG und CAM) wurde eine starke Reduktion um 57,4 % bzw. 57,6 % beobachtet. Im Gegensatz dazu wurde bei den konusartigen Verbindungstypen ein deutlich geringerer Abfall der Belastbarkeit um 8,4 % (AST), 12,9 % (STR) und 17,4 % (FRI) festgestellt. Dies mag darin begründet sein, dass bei diesem Verbindungstyp das Abutment bei Belastung in die Implantatfixtur gepresst wird und somit die mechanische Wechsellast die Schraubenverbindung im geringeren Ausmaß beeinflusst als dies bei parallelwandigen, mit Spielpassung versehenen Verbindungstypen der Fall ist [31]. Die Ergebnisse einer Finite-Elemente-Untersuchung von *Hansson* unterstützen diese Annahme und zeigen zudem, dass konusartige Verbindungen einer höheren axialen Belastung widerstehen können als Stoßverbindungen [18].

Schlussfolgerung

Bei abschließender Betrachtung lässt sich festhalten, dass alle getesteten Implantat-Abutment-Komplexe den durchschnittlich in der Mundhöhle auftretenden Kräften widerstehen. Aller-

dings ist zu berücksichtigen, dass der klinische Langzeiterfolg von weiteren Parametern wie Mikropaltbildung, Mundhygiene des Patienten etc. abhängt. Zudem wurde mithilfe der mechanischen Wechselbelastung nur eine relativ kurze Tragedauer von 15 Monaten simuliert, so dass bei längeren Zeiträumen mit einem weiteren, herstellereinspezifischen Abfall der Belastbarkeit zu rechnen ist.

Danksagung

Diese Studie wurde dankenswerterweise von der Firma Astra Tech, Göteborg, Schweden, unterstützt. 

Interessenkonflikt: Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

Korrespondenzadresse

PD Dr. Marc Philipp Dittmer
Medizinische Hochschule Hannover
Zentrum für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde
Carl-Neuberg-Str. 1
30625 Hannover
E-Mail: marc@drdittmer.de

Literatur

1. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH: Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio* 21, 248–252 (2003)
2. Al Jabbari Y, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino A: Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 2: Metallurgical and microhardness analysis. *J Prosthodont* 17, 181–191 (2008)
3. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM: Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont* 17, 168–180 (2008)
4. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM: Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 3: Preload and tensile fracture load testing. *J Prosthodont* 17, 192–200 (2008)
5. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM: Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 17, 201–210 (2008)
6. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R: The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 19, 553–559 (2008)
7. Att W, Kurun S, Gerdts T, Strub JR: Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 33, 380–386 (2006)
8. Att W, Kurun S, Gerdts T, Strub JR: Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 95, 111–116 (2006)
9. Balfour A, O'Brien GR: Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 73, 36–43 (1995)
10. Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29(Suppl 3), 197–212; discussion 232–233 (2002)
11. Binon P: Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 5, 235–248 (1996)
12. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW: Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 82, 436–440 (1999)
13. Bozkaya D, Muftu S: Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 36, 1649–1658 (2003)
14. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S: An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21, 733–737 (2006)
15. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A: G*power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral and biomedical sciences. *Behav Res Meth* 39, 175–191 (2007)
16. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM: Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32, 451–457 (2004)
17. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK: Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 56, 226–229 (1986)
18. Hansson S: Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2, 33–41 (2000)
19. Jent T, Karlsson S, Hedegard G: Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 42, 669–673 (1979)
20. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA: Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 78, 582–591 (1997)
21. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM: Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8, 409–414 (1993)
22. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI: Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24, 636–646 (2009)
23. Norton MR: An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 8, 290–298 (1997)
24. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W: Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol* 33, 1–7 (2007)
25. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI: Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23, 253–262 (2008)
26. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH: In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24, 850–858 (2009)
27. Salvi GE, Bragger U: Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24(Suppl), 69–85 (2009)
28. Scherrer SS, de Rijk WG: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 6, 462–467 (1993)
29. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE: Feedback control during mastication of solid food textures – a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 80, 330–336 (1998)
30. Standardization IOF. International Standard ISO 14801 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants Geneva: International Organization for Standardization, 2007
31. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M: Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 19, 1276–1284 (2008)
32. Strub JR, Gerdts T: Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 16, 167–171 (2003)
33. ten Bruggenkate CM, Sutter F, van den Berg JP, Oosterbeek HS: Explanation procedure with special emphasis on the ITI implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9, 223–229 (1994)
34. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC: Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie* 15, 31–46 (2007)