

Die Systemstabilität von CAD/CAM-Abutments

-

eine experimentelle Untersuchung

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Elena Kocherovsky

aus Djizzakh/Usbekistan

2015

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. dent. Moritz Kepschull

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.03.2015

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	7
1.1	Definition und Geschichte der Implantologie	7
1.2	Implantatmaterialien	8
1.2.1	Titan.....	8
1.2.2	Zirconium(IV)-oxid.....	10
1.3	Dentalimplantat	10
1.3.1	Implantatfixtur	10
1.3.2	Abutment.....	15
1.3.3	Abutmentschraube	16
1.4	Implantat-Abutment-Interface	17
1.5	Osseointegration	20
1.5.1	Primär- und Sekundärstabilität	21
1.6	Biomechanik der Kraftverteilung in der Implantologie	21
1.7	Prognose und Einflussfaktoren.....	24
1.8	Implantat-Abutment-Verbindung.....	25
1.8.1	Mechanischer Misserfolg.....	25
1.8.2	Bakterielle Besiedlung (bacterial leakage).....	26
1.8.3	Biologische Breite bei Implantaten und Platform Switching	27
1.8.4	Forderungen für eine erfolgreiche implantatgetragene Restauration	29
1.9	CAD/CAM-Technologie	29
1.10	Zu erwartende Kaukräfte.....	30
2.	Ziel der Studie und Fragestellung.....	32
3.	Material und Methoden	33
3.1	Straumann® Bone Level-Implantate	34
3.2	Abutment-Systeme.....	36

3.3	Vorbereitung der Versuchsproben.....	38
3.4	Prüfverfahren und Versuchsaufbau	42
3.4.1	Experimenteller Aufbau	43
3.5	Versuchsdurchführung	44
3.5.1	Bestimmung der Mikrobewegung	44
4.	Ergebnisse.....	49
4.1	Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM	52
4.2	Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Biocare Procera Copycat.....	55
4.3	Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis Copycat.....	58
4.4	Gegenüberstellung aller Konfigurationen und statistische Analyse.....	62
5.	Diskussion	64
5.1	Diskussion der Methode.....	65
5.2	Diskussion der Ergebnisse	68
5.3	Klinische Bedeutung	69
6.	Zusammenfassung	71
7.	Abbildungsverzeichnis.....	73
8.	Literaturverzeichnis	77
9.	Danksagung	88

1. Einleitung

Infolge der stetig wachsenden durchschnittlichen Lebensdauer und verbesserter Lebensqualität nimmt die Anzahl der älteren und häufig zahnlosen Patienten zu. Aufgrund dessen ist die Entwicklung und Forschung in der Implantologie ein sehr wichtiger Bestandteil in der Zahnheilkunde. Sowohl komplett zahnlose Kiefer als auch Einzelzahndefekte können mit Hilfe von Implantaten prothetisch versorgt werden. Implantatgetragene Restaurationen führen vorteilhaft zu einer höheren Stabilität der Prothesen und durch fehlende Präparation zum Erhalt der gesunden Zahnhartsubstanz. Die zahnärztliche Implantologie ist seit 1982 eine anerkannte Therapieform in Deutschland (DGZMK, 2005).

1.1 Definition und Geschichte der Implantologie

Ein Zahnimplantat ist ein in den Kieferknochen eingepflanztes alloplastisches Teil, das dort temporär (zum Beispiel kieferorthopädische Implantate) oder permanent (enossale Implantate) verbleiben soll. Die Lehre, die sich damit befasst, wird als Implantologie bezeichnet (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

Die ersten Versuche der Zahnimplantation gab es schon im Altertum. Bereits ca. 600 v. Chr. haben die Etrusker und Ägypter fremde und eigene Zähne mit einem Goldband verbunden. Mayas und Inkas „implantierten“ Edelsteine in die nach der Zahnextraktion leere Alveole. Dies sollte sowohl der Ästhetik als auch der sinnvollen Nahrungsaufnahme dienen. Araber benutzten geschnitzte Zähne aus Tierknochen und brachten sie im 8. Jahrhundert nach Europa. Seitdem blieb die Weiterentwicklung der Implantologie lange aus. Erst im 18. Jahrhundert versuchte man komplette Zähne inklusive Wurzel aus Gold, Silber, Platin oder Porzellan herzustellen. Das gewünschte Ziel wurde aber wegen fehlender Funktion nicht erreicht (Salti, 2003).

Der starke Wunsch nach einem osseointegrationsfähigen Implantat beschäftigte weiterhin die Forschung. Aber erst in den sechziger Jahren des 20. Jahrhunderts gelang dies Per-Ingvar Brånemark. Er und seine Forschungsgruppe entdeckten die sehr hohe Biokompatibilität des Titans und kamen zum Ergebnis, dass eine Integration des Titanimplantats in den Knochen und seine Einheilung möglich ist (Brånemark et al., 1969). Damit war aber das Ende dieser Forschung noch lange nicht erreicht. Heutzutage besteht

schon die Möglichkeit Keramikimplantate, die aus Zirkoniumoxid-Keramik bestehen erfolgreich zu implantieren. Da aber die Langzeitergebnisse noch fehlen, werden Keramikimplantate eher kritisch angesehen.

1.2 Implantatmaterialien

1.2.1 Titan

Titanium (lat.) ist ein chemisches Element mit dem Elementsymbol Ti und der Ordnungszahl 22. Titan ist ein einzigartiges Metall, das mit Knochen- und Weichgewebe sehr biokompatibel ist. Es ist beständig gegen Korrosion in Kochsalzlösung und organischen Säuren und damit ein ideal geeignetes Implantationsmaterial für den Menschen. Es hat eine sehr geringe Dichte mit $4,50 \text{ g/cm}^3$ bei 25 °C . Dieses Metall weist Festigkeitseigenschaften im Bereich von vergüteten Stählen auf und behält diese Eigenschaften bis in Temperaturbereiche von ca. 200 bis 500 °C bei. Je nach Legierung beträgt die Zugfestigkeit zwischen ca. 300 und 900 N/mm^2 (Form & Technik GmbH, 2011). Titan bildet leicht Oxide, die im Osseointegrationsprozess von großer Bedeutung sind (Wataha, 1996).

Titanimplantate werden in der Zahnheilkunde seit über fünfzig Jahren erfolgreich verwendet. Die positiven Ergebnisse bei der Anwendung dieses Materials wurden in einer 15-jährigen Studie bei 371 Patienten demonstriert (Adell et al., 1981). Somit bleibt das Titan ein akzeptierter Standard in der Herstellung von Zahnimplantaten.

Titanlegierungen

Titan kommt in zwei allotropen Modifikationen vor. Reintitan hat ein hexagonal dicht gepacktes Alpha-Kristallgitter. Bei hohen Temperaturen wandelt sich Titan zu dem kubisch-raumzentrierten Beta-Kristallgitter, kann aber bei Raumtemperatur stabilisiert werden, indem man aus Titan und Zusätzen anderer Metalle Legierungen bildet.

Die moderne Industrie bietet Titan sowohl in reiner Form als auch seine Legierungen an. Die wichtigsten Legierungsmetalle sind dabei Aluminium, Chrom, Kupfer, Eisen, Mangan und Molybdän. Es existieren folgende Formen:

- Reintitan,
- Alphalegierungen,
- Alpha-Beta-Legierungen und
- Betalegierungen.

Reintitan

Die Festigkeit von Reintitan (99,7%) ist in etwa mit der Festigkeit von Aluminiumlegierungen vergleichbar und geringer als bei Titanlegierungen. Reintitan zeigt eine sehr hohe Korrosionsbeständigkeit. Wegen seiner hohen Reaktivität oxidiert es aber sofort beim Kontakt mit Luft. Interstitieller Sauerstoff und Stickstoff beeinträchtigen die Stärke von Reintitan (Donachie, 2000).

Alpha-Legierungen

Titan-Alphalegierungen enthalten hohe Anteile an Aluminium. Damit werden hohe Festigkeitswerte und Korrosionsbeständigkeit bei hohen Temperaturen zwischen 300 und 500 °C erzielt. Alpha-Legierungen können nicht vergütet werden, sind aber gut schweißbar.

Alpha-Beta-Legierungen

Bei diesen Legierungen findet man folgende Metallanteile: Chrom, Kupfer, Eisen, Mangan, Molybdän, Tantal, Niob. Damit können ebenfalls gute Festigkeitswerte erreicht werden, aber die Sprödigkeit nimmt zu und verändert die Verformbarkeit negativ.

Beta-Legierungen

Beta-Titan hat die höchsten Festigkeitswerte aller Titanlegierungen, bildet aber weniger Oxide und ist weniger biokompatibel. Es erreicht allerdings eine extrem hohe Korrosionsbeständigkeit, da es mit beta-stabilisierenden Elementen legiert werden kann. Die oben genannten Eigenschaften und das geringe Gewicht der Betalegierungen ermöglichen hochfeste Verbindungselemente und chirurgische Implantate (Form & Technik GmbH, 2011).

1.2.2 Zirconium(IV)-oxid

Zirkonoxid (ZrO_2) wird entweder aus Zirconiumsilicat mittels Reinigungsverfahren oder aus Zirkonoxidhydraten durch Entwässerung hergestellt (Brauer, 1978). In der Dentalindustrie hat dieses Material aufgrund seiner attraktiven physikalischen Eigenschaften viel Aufmerksamkeit erweckt. Zirkon ist eine weiße, undurchsichtige Keramik, die hohe Biegefestigkeit (800-1000 MPa), hohe Bruchzähigkeit (6 bis 8 $MPa\sqrt{m}$) und hohe Härte (1600-2000 HV) aufweist. Die physikalischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxid sind auf seine Polykristallstruktur, seine sehr kleine Kristallgröße ($<0,4 \mu m$) und seine Kristallform zurückzuführen (Hämmerle et al., 2008).

Zurzeit sind drei Arten von Zirkonkeramik für die biomedizinische Anwendung erhältlich:

- 3y-TZP, engl: 3 mole% yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals,
- ZTA, engl: glass-infiltrated zirconia-toughened alumina und
- Mg-PSZ, engl: magnesium partially stabilized zirconia.

In den zahnmedizinischen Technologien wird am häufigsten 3y-TZP eingesetzt.

1.3 Dentalimplantat

1.3.1 Implantatfixtur

Eine aus Titan oder Keramik hergestellte künstliche Wurzel, die in die Maxilla oder Mandibula inseriert wird, nennt man Implantatfixtur. In Bezug auf das eingebrachte Implantatsystem und die geplante prothetische Versorgung können Zahnimplantate mit Hilfe von Abutments oder Halteelementen für Prothesen mit Einzelkronen, Brücken oder herausnehmbarem Zahnersatz versorgt werden.

In Abbildung 1 ist eine Krone auf dem Implantat dargestellt. Im Gegensatz zum Zahn fehlt bei den osseointegrierten Implantaten das Desmodont, wodurch ist die Biomechanik der Kraftverteilung in implantatgetragendem Zahnersatz im Vergleich zu den natürlichen Zähnen qualitativ anders. Konstruktionsbedingt treten bei den Implantatsystemen Verbundspalten zwischen den einzelnen Teilen auf, die bei natürlichen Zähnen nicht vorhanden sind, was zu Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Komponenten führt. Außerdem weisen das Attachment und die biologische Breite Unterschiede auf, was eine Schwachstelle für die bakterielle Kontamination des in Implantatnähe liegenden Gewebes darstellt.

Der erfolgreiche Austausch der fehlenden natürlichen Zähne durch künstliche gewebsintegrierte wurzelförmige Zahnimplantate ist ein bedeutender Fortschritt in der klinischen Zahnmedizin. Die wissenschaftliche Basis in der Erforschung des Osseointegrationsverfahrens hat sich in den letzten Jahrzehnten drastisch erweitert. Weitere Ausführungen zur Osseointegration folgen in Abschnitt 1.5.

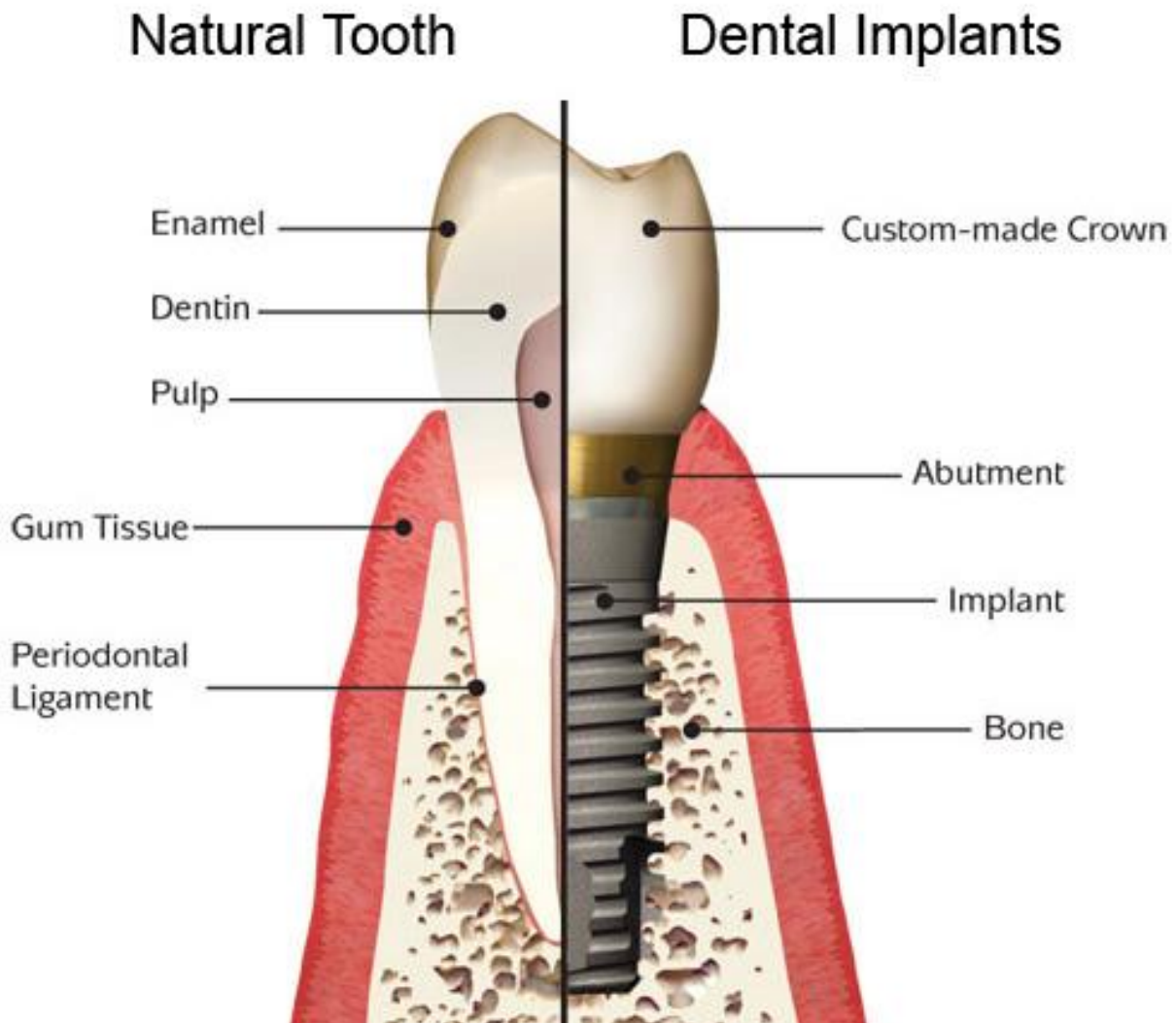


Abbildung 1: Zahnimplantat mit Abutment und Krone im Vergleich zu einem anatomischen Zahn. Das Implantat bildet einen direkten Verbund mit dem Knochen. Das parodontale Ligament fehlt. Die biologische Breite wird durch das Implantat-Abutment-Interface bestimmt (International Congress of Oral Implantologists ICOI, 2010).

Formen der Implantate

Nach Jacobson et al. (1992) unterscheidet man drei Klassen von Implantatformen:

- Enossal („im Knochen“),
- Subperiostal („auf dem Knochen“) und
- Transosteal („durch den Knochen“).

Enossale Implantate sind meistens Schrauben- oder Zylinderimplantate, die aus Metall oder Keramik hergestellt sind (siehe Abbildung 2). Bei der Positionierung der subperiostalen Implantate befindet sich das Implantat direkt auf dem Knochen unterhalb der Mukosa (siehe Abbildung 3) und transosteale Implantate durchdringen den Knochen und das Weichgewebe (siehe Abbildung 4).

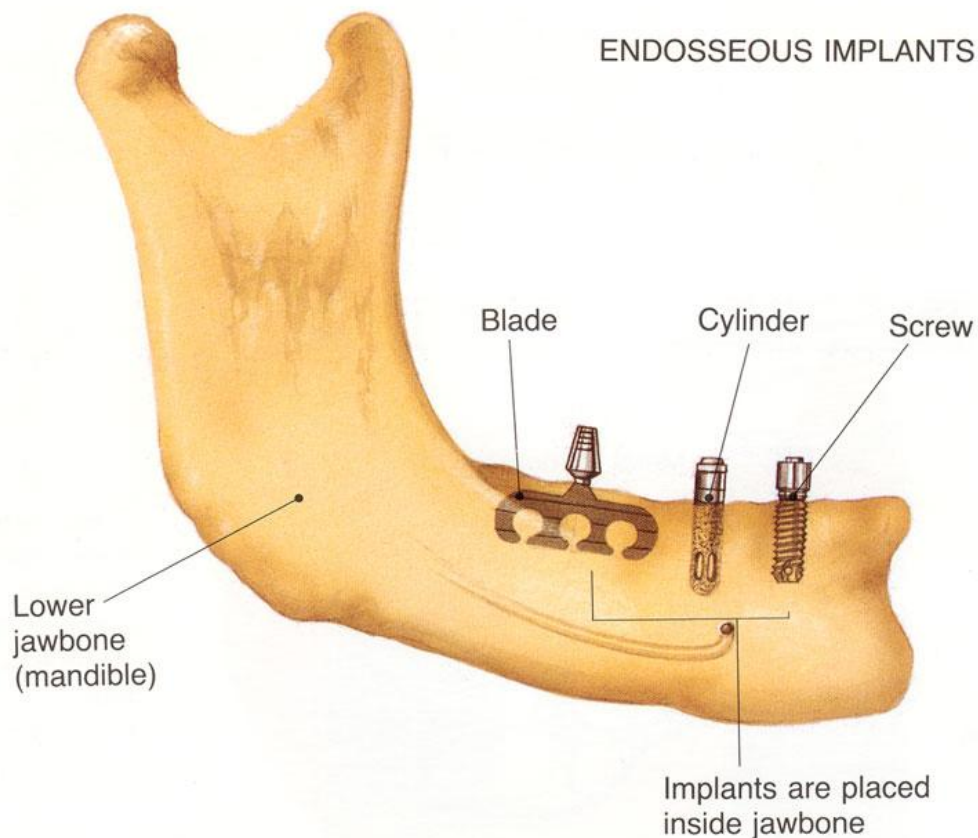


Abbildung 2: Verschiedene Varianten von enossalen Implantaten (Jacobson et al., 1992)

Innerhalb dieser Klassifikation unterscheidet man des Weiteren folgende Implantatarten: Diskimplantate/BOI[®] werden wegen ihrer Form basal in den Kieferknochen inseriert und deswegen basal osseointegrierte Implantate genannt. Vorteilhaft ist die sofortige Belastbarkeit; bei Misserfolg hinterlassen sie aber große Knochendefekte. Es gibt bis heute keine evidenz-basierten Erkenntnisse über BOI[®]. Aus den oben genannten Gründen hat diese Implantatform ihre Anerkennung in Deutschland nicht gefunden und wird von den deutschen Forschungsgesellschaften nicht empfohlen (Schmelzle, 2006).

Am meisten finden heutzutage rotationssymmetrische Implantate Anwendung (meist Schraubenimplantate). Zahlreiche langjährige Studien belegen gute klinische Ergebnisse bei der Anwendung schraubenförmiger Implantate.

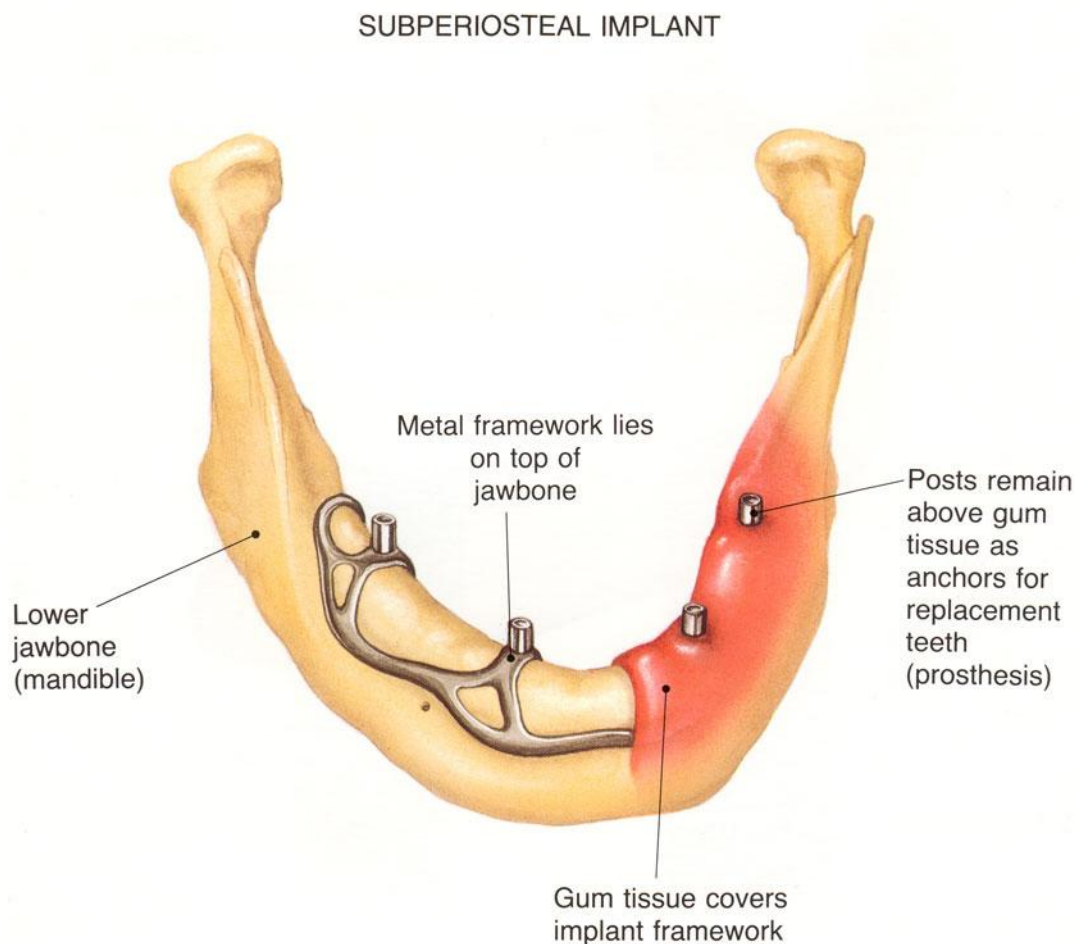


Abbildung 3: Unterhalb der Unterkiefermukosa liegende subperiostale Implantate (Jacobson et al., 1992)

Lambrecht et al. (2003) untersuchten im Zeitraum von 1989 bis 1999 468 Implantate bei 191 Patienten. 95% der untersuchten Implantate waren erfolgreich osseointegriert und absolut funktionsfähig. Bereits zuvor beschrieb Bahat (2000) den Erfolg der Brånemark-System-Implantate. Er analysierte 660 Implantate bei 202 Patienten sofort nach der Insertion, in der Einheilungsphase und nach der Belastung im Verlauf von zwölf Jahren. Die Erfolgsrate lag über 93,4 %. An dieser Stelle soll erwähnt werden, dass die Qualität und Quantität des Knochens, genauso wie ein sorgfältiges und steriles chirurgisches Vorgehen, eine bedeutende Rolle beim Einbringen der Implantate spielen (Bahat, 2000). Hohlzylinderimplantate wurden in den 1980er Jahren entwickelt. Sie konnten sich aber damals wegen mangelnder Durchblutung im kleinen Knochenanteil nicht durchsetzen. Infolge ihres heute neuen Designs mit größerem Durchmesser und kürzerem Körper gewinnen sie wieder an Bedeutung (Bruggenkate et al., 1990).

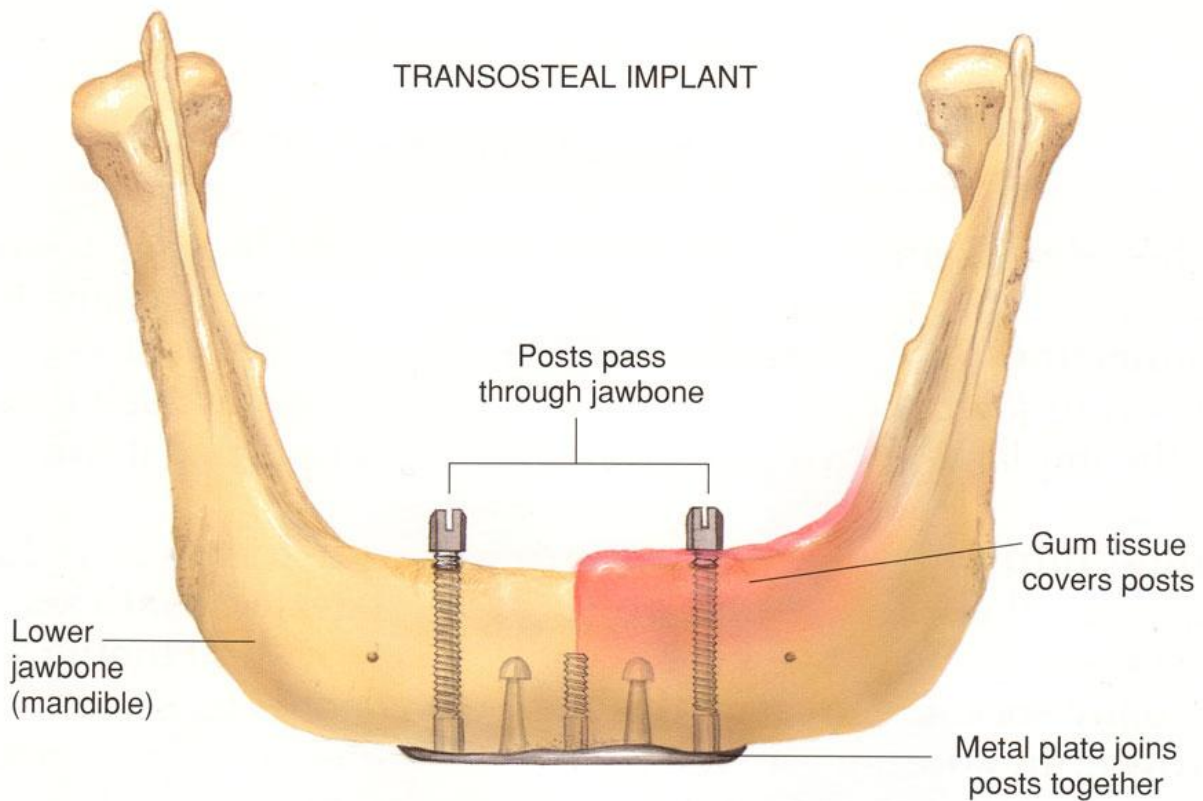


Abbildung 4: In die Mandibula inserierte transosteale Implantate (Jacobson et al., 1992)

Bei über längere Zeit fehlenden Zähnen bleiben physiologische mechanische Reize aus. Infolgedessen geht Kieferknochensubstanz verloren, was oft das Einbringen konventioneller Implantate mit großem Durchmesser unmöglich macht. Mini-Implantate, deren Durchmesser von 1,8 mm bis 3,1 mm beträgt, fungieren in diesen Fällen als Therapie der Wahl. Ihre kleinen Dimensionen machen den aufwändigen Knochenaufbau obsolet. Mini-Implantate lassen sich direkt postoperativ belasten. Zudem sind Mini-Implantate auf dem Markt günstiger zu erhalten als herkömmliche Implantate (GOZ, 2012).

Flache gitterförmige Blattimplantate sind subperiostale Implantate, die bei großem Knochenverlust indiziert sind. Diese Platzierungsart hat sich wegen mangelnder Durchblutung und nicht ausreichendem Infektionsschutz aufgrund des fehlenden Periost-Knochenkontaktes als negativ erwiesen. Die Implantate haben sich dennoch in den USA durchgesetzt und finden dort eine breite Anwendung (Misch, 2007).

1.3.2 Abutment

Ein Abutment – auch sekundärer Teil, transgingivales Übergangsstück oder prothetischer Aufbauposten genannt – ist ein Aufbauteil, das eine Verbindung zwischen Implantat und prothetischer Arbeit herstellt. Abutments sind sowohl vorgefertigt zu erhalten als auch individuell herstellbar. Die meistbenutzten Materialien in der Abutmentindustrie sind Titanlegierungen und Keramiken. Prothetische Aufbauposten sind in verschiedensten Formen zu erhalten. Für herausnehmbare Versorgungen existieren z. B. Steg- und Kugelkopf-Attachments, Teleskopkronen oder Magnetaufbauten (Heckmann et al., 2004). Für die Einzelzahnversorgung stehen Kronenstümpfe zur Verfügung (Weigl et al., 2000).

In der Implantatversorgung existiert keine einheitliche Lösung für jede Situation. Für eine langfristige Gesunderhaltung und Stabilität sollte jede Implantatversorgung sorgfältig angepasst werden. Genauso muss jede Implantatversorgung auf die klinischen Bedingungen abgestimmt werden. Indem das Abutment eine Verbindung zwischen Implantat und Restauration darstellt, kann ein Abutment – basierend auf der Digitaltechnik – so angepasst werden, dass restaurative und klinische Bedingungen optimiert werden. Diese Technologie ermöglicht eine individuelle Gestaltung jedes Implantat-Abutment-Systems unter Berücksichtigung folgender Faktoren:

- Abutment-Materialien,
- transgingivale Gestaltungsmöglichkeiten,
- Emergence-Profil,
- Begrenzung, Spielraum,
- Winkel und
- Kronenretention.

Abutments, die mit CAD/CAM-Technologie (computer-aided design und computer-aided manufacturing) hergestellt worden sind, können eine höhere Präzision im Vergleich zu den konventionellen Abutments aufweisen. Die oben genannten Eigenschaften können zu einer erfolgreichen, langlebigen und einfacheren implantatgetragenen prothetischen Versorgung beitragen (Wu et al., 2010). Weitere Ausführungen zur CAD/CAM-Technologie folgen in Abschnitt 1.5.

1.3.3 Abutmentschraube

Eine Abutmentschraube stellt die Verbindung zwischen Implantatfixtur und Abutment her. Das ursprüngliche Brånemark-Protokoll sah ein zweiteiliges chirurgisches Vorgehen vor und war für die komplett zahnlose Unterkieferversorgung verfasst (Binon, 2000). Im ersten Schritt wurden Implantatschrauben in den vitalen Knochen eingesetzt und bekamen eine ungestörte Einheilungsphase von drei Monaten. Der zweite Schritt bestand aus der Freilegung der Implantatfixtur, der Befestigung eines transgingivalen Übergangselementes und der Verbindung zur Prothesenkomponente der prothetischen Restauration. In diesem Protokoll diente ein 0,7 mm hoher Sechskant mit dem Zweck einer Kupplungsvorrichtung der Drehmomentübertragung (fixture mount) als Implantat-Abutment-Interface. Entsprechend diesem Behandlungskonzept war es möglich, den ganzen zahnlosen Unterkiefer zu versorgen.

Der Sechskant konnte aber keine ausreichende Verdrehsicherung erbringen (Beaty, 1994). Ebenfalls war er nicht in der Lage, den auf die Einzelkrone gerichteten, intraoralen Kräften standzuhalten (Binon, 1995). Diese Eigenschaften sind allerdings bei Einzelzahnlücken oder teilweise zahnlosen Kieferrestorationen erforderlich. Aus diesem Grund musste das Schraubendesign durch eine neue Gestaltung seiner Geometrie, Höhe und Oberfläche modifiziert werden. Dabei waren die Passgenauigkeit des Sechskantes und die Bestimmung eines möglichst genauen Drehmoments beim Anziehen der

Schraube sehr wichtig (Binon, 1996a; Martin et al., 2001). So bestand in der darauffolgenden Entwicklung die Aufgabe, zwischen Implantat und Abutment eine feste und starke Verbindung und Stabilität (sowohl laterale Stabilität als auch Rotationsstabilität) zu erreichen. Daraus folgt, dass für die erfolgreiche Implantation die Implantat-Abutment-Stabilität einer der wichtigsten Parameter ist (Ohrnell et al., 1988).

1.4 Implantat-Abutment-Interface

Die Implantat-Abutment-Verbindung wird heutzutage meist als externe oder interne Verbindung beschrieben. Der Unterschied besteht im Vorhandensein oder Fehlen einer Erweiterungskomponente auf dem Implantatkörper. In den Abbildungen 5 und 6 sind beide Verbindungsarten zu sehen. Weiterhin kann die Verbindung in die Gleitpassung (slip-fit joint), bei der ein kleiner Raum zwischen zwei Körpern bestehen bleibt, und in die Presspassung (friction-fit joint), bei der zwei Teile ohne Platz dazwischen zusammengepresst sind, eingeteilt werden. Die Implantat-Abutment-Kombination wird auch als Butt joint, Stumpfstoß oder Flachverbindung, mit zwei aneinander liegenden rechtwinkligen ebenen Flächen und als Bevel joint, eine Konusverbindung mit zwei nach unten konvergierenden Flächen, charakterisiert. Die Verbindungsflächen können zusätzlich eine Rotationsgesperre/Index und/oder eine seitliche stabilisierende Komponente enthalten (Muley et al., 2012).



Abbildung 5: Externe Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012)



Abbildung 6: Interne Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012)

Wesentliche klinische Komplikationen der externen Sechskant-Verbindung von Bråne-mark (English, 1992; Jorge et al., 2013; Kallus und Bessing, 1994), Verlust oder Bruch der Abutmentschraube und dynamische Mikrobewegungen in der Implantat-Abutment-Verbindung (Meng et al., 2007) erforderten neue und bessere Verbindungsformen.

Formen der externen Implantat-Abutment-Verbindungen:

1. Tapered hexagon (spitz zulaufender Sechskant) – im Vergleich zum traditionellen externen Sechskant ist die Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Abutment reduziert, wodurch auch die Häufigkeit des Schraubenverlustes verringert ist. Zusätzliche Genauigkeit bei der Übertragung und zusätzliche Funktionsstabilität sind gegeben (Muley et al., 2012).
2. External octagon (externes Achteck) – im Vergleich zum traditionellen externen Sechskant wird eine bessere Verzahnung durch eine höhere Positionenzahl ermöglicht, jedoch aufgrund der Geometrie dieser Verbindung, die fast einen Kreis darstellt, geht die Rotationsstabilität verloren (Muley et al., 2012).
3. Spline dental implant (Spline Implantat) - Spline Zahnimplantate größeren Durchmessers minderten im Vergleich zum traditionellen externen Sechskant die Inzidenz verlorener Abutmentschrauben und ebenfalls die Drehtendenz. Schmale Spline Implantate führten zum Stabilitätsverlust (Muley et al., 2012)

Trotz neuen Designs und neuer Größen der externen Implantat-Abutment-Verbindungen traten weiterhin Komplikationen in der Implantatprothetik auf (Beaty, 1994; English, 1992; Kallus und Bessing, 1994). Für ihre Beseitigung wurden interne Flansche konstruiert.

Das erste Implantat mit interner Verbindung wurde 1986 von Niznick entwickelt. Der Verbindungssechskant lag 1,7 mm tief im Implantat, war 0,5 mm breit und hatte eine Konizität von 45° (Binon, 1996b; Niznick, 1991). Die Aufgabe der neuen Konstruktion bestand in der Verteilung der intraoralen Kräfte in die Tiefe des Implantates, womit eine ausreichende Stabilität erreicht werden sollte (Niznick, 1983, 1991). Zusätzlich bietet das interne Interface nach Binon (2000) folgende in der Implantologie notwendige Eigenschaften:

- Geschützte, abgeschirmte Abutmentschraube,
- Verteilung der seitlichen Belastung der Kaukräfte in die Implantattiefe,
- lange Innenwandunität, was einen rundum ganzen Körper darstellt und damit die Verbindungsöffnung verhindert,
- reduzierte vertikale Plattform für restaurative Komponenten,
- Vibrationspuffer,
- Mikrobielle Abdichtung und
- hohe Flexibilität.

Die Innenpassungsimplantate können folgendermaßen unterteilt werden:

- Gleitpassung - mit kleinem Raum zwischen Implantat und Abutment, zum Beispiel: 6-Punkte-Innensechskant, 12-Punkte-Innensechskant und internes Achteck.
- Presspassung – ohne Platz zwischen zwei Komponenten, zum Beispiel: Morsekegelimplantat.



Abbildung 7: Morse tapered Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012)

Die Presspassung (Morse tapered Implant siehe Abbildung 7) verhindert die Rotation im Implantat-Abutment-Gelenk und somit auch den Verlust der Schraube. Bei diesem Verbindungssystem ist die Fähigkeit, den Biegekräften standzuhalten, enorm gestiegen. Laut Merz et al. (2000) bestätigen viele Studien ebenso die positiven Eigenschaften der konischen Implantat-Abutment-Verbindung.

1.5 Osseointegration

Obwohl schon in den 1950er Jahren aus Tierversuchen bekannt war, dass Titan als Implantationsmaterial toleriert wird (Beder et al., 1957; Leventhal, 1951), gab es noch längere Zeit keine Vorstellungen über seine Anwendung in der Zahnmedizin (Albrektsson, 1984). Der Paradigmenwechsel begann im Jahr 1966 durch die Beschreibung der Osseointegration durch Brånemark. Dieser Begriff bezeichnet die Bildung einer direkten Verbindung zwischen Implantatkörper und Knochen ohne dazwischenliegendes Weichgewebe.

Der Ablauf der Osseointegration umfasst eine Reihe von biologischen Prozessen, die von Brånemark et al. (1969) und Schroeder et al. (1976) beschrieben wurden. Im Jahr 2003 wertete Berglundh und seine Forschungsgruppe den Ablauf der Osseointegration zu verschiedenen Zeitpunkten zwischen zwei Stunden und zwölf Wochen postoperativ in Tierversuchen aus. Sie beobachteten, dass unmittelbar nach dem Einbringen des Implantats in die vorbereitete Osteotomie ein Blutgerinnsel gebildet wurde, das seinerseits bald von Entzündungszellen umgeben war. Während der initialen Phase blieb das Gewinde in engem Kontakt zum Knochen, wodurch eine mechanische Stabilität gewährleistet wurde. Einige Tage später war das Koagulum durch Granulationsgewebe mit bindegewebsbildenden Zellen ersetzt. Im neu entstandenen Gewebe direkt an der Titanoberfläche bildeten sich sofort im Stroma mit fibrinartigen Strukturen dicht gepackte Zellen, wo nur noch wenige inflammatorische Zellen vorhanden waren. Der Prozess der Knochenbildung begann bereits während der ersten Woche. Der neu gebildete Geflechtknochen schien fast alle Oberflächenbereiche des Titans zu besetzen. Vier Wochen später war das Knochengewebe neben der Implantatwand von Osteoblasten umgeben und mit reich vaskularisierter vorläufiger Matrix bedeckt. Nach sechs Wochen waren große Bereiche des neu gebildeten Knochens durch das Auftreten von primären und sekundären Osteonen gekennzeichnet. Der mineralisierte Knochen lag in engem

Kontakt zur Implantatoberfläche. Im Laufe der achten bis zwölften Woche erfolgte der Umbau des Geflechtknochens, wobei der mineralisierte Knochen vom Knochenmark umgeben war. Zahlreiche Fettzellen, Gefäße, Kollagenfasern und einige mononukleäre Leukozyten des reifen Lamellenknochens waren nach dreimonatiger Osseointegration zu finden (Berglundh et al., 2003).

1.5.1 Primär- und Sekundärstabilität

Die Voraussetzung für langfristige positive Ergebnisse der osseointegrierten Implantate, sowohl während des Einsetzens als auch postoperativ nach der Einheilung, ist die Knochenstabilität (Sennerby und Meredith, 1998). Sie kann als primäre und sekundäre Stabilität charakterisiert werden. Unter primärer Stabilität versteht man die mechanische Stabilität, die durch direkten Kontakt zwischen umgebendem vitalen Knochen und der Oberfläche des Implantates sofort nach der Insertion vorhanden ist. Die sekundäre Stabilität ist ein wochenlanger, auf histologischer Ebene ablaufender Prozess, der für die Knochenbildung verantwortlich ist.

1.6 Biomechanik der Kraftverteilung in der Implantologie

Die Biomechanik der Kraftverteilung in implantatgetragenen Zahnersatz ist im Vergleich zu den natürlichen Zähnen qualitativ anders. Der ausschlaggebende Unterschied ist die Wurzelhaut, die Mikrobewegungen bei den Zähnen ermöglicht und welche osseointegrierte Implantate nicht aufweisen. Die Art der Kraftverteilung zwischen den Elementen eines Systems hängt von der relativen Steifigkeit bzw. der Auslenkung jedes Teils ab. Es gibt strukturelle Unterschiede zwischen zwei Entitäten und dem Trägermedium (Desmodont versus Osseointegration), die physiologisch diametral disparat sind. Erste zeigt eine maximale Flexibilität jedes Teils im System, während die Osseointegration per Definition keine Flexibilität aufweist. Die Mikrobewegung ist eine Bewegung eines Zahnes oder von Implantat-System-Komponenten von 0,1 bis 0,5 mm. Die Bewegung ist messtechnisch darstellbar, aber nicht leicht beobachtbar (Weinberg, 1993).

Kraftverteilung bei natürlichen Zähnen

Die Bewegung des Zahnes, die von einer vertikalen Beißkraft (O) ausgelöst wird, wird durch Mikrobewegungen der Wurzelhaut und durch die Form der Wurzel ermöglicht

(siehe Abbildung 8). Sie bildet eine resultierende Kraft (F), die ihre Drehachse (CR) im apikalen Drittel des Zahnes hat (Weinberg, 1957 a). Der Belastungspunkt (impact area) ist der Höckerkontakt des gegenüberliegenden Zahnes. Die resultierende Kraftlinie ist immer senkrecht zum Belastungsareal. Deswegen erzeugt ein Höcker-Fossa-Kontakt eine vertikale Kraft, während ein Höcker-Höckerfacetten-Kontakt eine laterale Kraft erzeugt (Weinberg, 1957b).

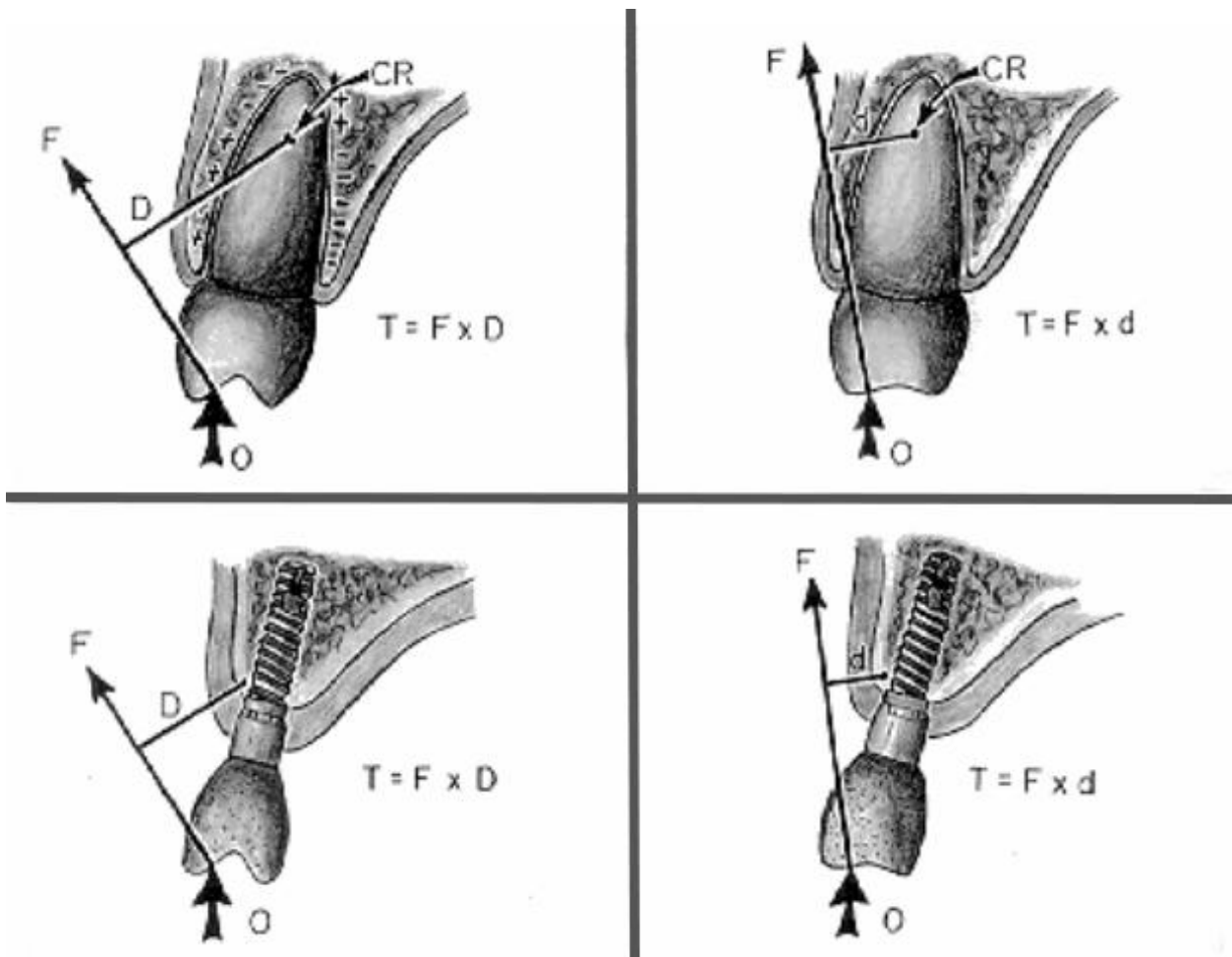


Abbildung 8: Vergleich der Drehmomenterzeugung im natürlichen Zahn und in der implantatgetragenen Krone in Bezug auf die Änderungen in der Höckerneigung: O = vertikale Beißkraft; F = resultierende Kraft; CR = Drehpunkt; D, d = Abstand; T = Drehmoment (Weinberg, 1993).

Drehmoment

Das Drehmoment wird als die Multiplikation der Kraft mit dem Abstand vom Rotationspunkt, der senkrecht zu der Kraftlinie verläuft, bezeichnet. Wie in Abbildung 8 gezeigt ist,

kann das Drehmoment durch die Reduktion der Höckerneigung des Stoßbereiches deutlich vermindert werden, so dass die resultierende Kraftlinie näher am Rotationspunkt des Zahnes verläuft. Während der Zahn Mikrobewegungen um den Mittelpunkt der Drehung ausführt, werden Druck- und Zugkräfte auf das Desmodont ausgeübt. Die Länge der Wurzel erhöht dabei deutlich die Kraftverteilung auf den alveolären Knochen (Weinberg, 1993).

Kraftverteilung bei Implantaten

Knochenelastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul des Knochens ermöglicht eine Auslenkung im Bereich von wenigen Mikrometern. Titanfixturen sind deutlich steifer als Knochen (Skalak, 1983) und obwohl osseointegrierte Implantate keine Mikrobewegungen aufweisen (wie sie etwa durch die Anwesenheit von Wurzelhaut möglich wäre), ist die Knochenelastizität für die entsprechende Kraftverteilung bei der Bewegung, ähnlich mit natürlichen Zähnen ausreichend.

Drehmoment

Wegen der fehlenden Mikrobewegungen bei Implantaten konzentriert sich der größte Teil der Kraftverteilung auf dem Kamm des Implantatkörpers. Die vertikale Kraft konzentriert sich bei den zylindrischen Implantaten an der Spitze des Implantatkörpers, während Gewindeimplantate krestale und apikale Kräfte auf den Knochen leiten. Laterale Kräfte erzeugen in beiden Fällen eine krestale Kraftverteilung (Rieger et al., 1990).

Wie aus Abbildung 8 ersichtlich ist, resultiert aus einer Vertikalkraft (O) auf der Höckerfacette eine zur Oberfläche im Kraftangriffspunkt senkrechte Kraftlinie (F). Der senkrecht zu der Kraftlinie liegende Abstand (D) vom Implantatkamm ergibt multipliziert mit der resultierenden Kraft (F) den Drehmomentwert, der eher auf dem Implantatkamm als entlang der Oberfläche des Implantats verteilt ist, wie es in den natürlichen Zähnen der Fall ist. Dieses Konzept steht in Einklang damit, dass der Knochenverlust bei Implantaten fast immer am Kamm des Körpers initiiert ist (Rieger et al., 1990).

Drehmomentreduktion

Die Reduktion der Facettensteigungen führt zu einem flacheren Aufprallbereich und dadurch zu einer steileren vertikalen Linie der resultierenden Kraft. Der senkrechte Ab-

stand (d) vom Kamm des Implantatkörpers ist reduziert, wodurch das Drehmoment auf den krestalen Knochen effektiv reduziert wird. Eine ideale Höcker-Fossa-Beziehung sollte in zentrischer Okklusion, möglichst ohne Kontakte in dynamischer Okklusion erstellt werden.

1.7 Prognose und Einflussfaktoren

Im Laufe der Jahre wurden mehrere Kriterienkataloge für eine Erfolgsevaluation in der oralen Implantologie konkretisiert. Die ältesten und am häufigsten verwendeten Kriterien wurden von Albrektsson et al. (1986) definiert:

- Klinische Implantatunbeweglichkeit,
- Röntgenologisch keine periimplantäre Aufhellung erkennbar,
- Implantat bereitet keine Beschwerden, wie Schmerzen, Neuropathien und Parästhesien, und es weist keine anhaltenden und/oder irreversiblen Anzeichen der Infektion oder Verletzung des Unterkieferkanals auf,
- der vertikale Knochenverlust beträgt im ersten Jahr weniger als 1 mm und in den darauffolgenden Jahren nicht mehr als 0,2 mm/Jahr,
- eine Erfolgsquote von 85 % nach fünf Jahren und 80 % nach zehn Jahren stellt ein Mindestkriterium für den Erfolg eines Implantatsystems dar (Albrektsson et al., 1986).

Obwohl Implantologie als sichere und zuverlässige Therapieform in der Zahnmedizin angesehen wird, treten bisweilen Komplikationen auf. Viele Autoren haben verschiedene Faktoren, die möglicherweise dazu führen, diskutiert.

Esposito et al. (1998) haben die Gründe für Implantatversagen in vier Gruppen eingeteilt:

- biologische Ursachen,
- mechanischer Misserfolg der Komponenten (z.B. Frakturen der Implantate, Verbindungsschrauben, Abutments und Restaurationen),
- iatrogene Fehler (z.B. Nervenschäden, falsche Ausrichtung des Implantats) und
- Funktionsstörungen (phonetische, ästhetische, psychologische Probleme).

Weiterhin bezeichneten Esposito et al. (1998) die biologischen Ursachen als endogen (systemisch oder lokal) und exogen (betreiber- oder biomaterialbezogen). Ein Jahr später definierte die Arbeitsgruppe den Misserfolg biologischen Charakters als „die Unzu-

länglichkeit eines Wirtes die Osseointegration aufzubauen und aufrechtzuerhalten“. Ein Implantat, das nicht osseointegriert wurde, betrachtete man als frühen Misserfolg, im Gegensatz zu einem späteren Misserfolg, der aus dem Verlust der schon erreichten Osseointegration unter funktioneller Belastung resultiert (Esposito et al., 1999).

Auf der Basis einer Metaanalyse in diesem Forschungsgebiet beschrieben Berglundh et al. (2003) mögliche Fälle von biologischen und technischen Komplikationen anhand von über mindestens fünf Jahren laufenden Studien:

- Implantatverlust vor der Belastung,
- Implantatverlust während der Funktion,
- anhaltende sensorische Störungen,
- Weichteilkomplikationen,
- Periimplantitis,
- Knochenverlust $\geq 2,5$ mm,
- Implantatbruch und
- Technische Komplikationen (Implantatkomponente oder Suprakonstruktionen).

1.8 Implantat-Abutment-Verbindung

Konstruktionsbedingt treten bei den Implantatsystemen Verbundspalten zwischen den einzelnen Teilen auf, die bei natürlichen Zähnen nicht vorhanden sind, was zu Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Komponenten führt. In der vorliegenden Arbeit wird die Stabilität und Bewegung bei Implantat-Abutment-Systemen überprüft. Deswegen wird an dieser Stelle auf die Komplikationen eingegangen, die im Bereich der Verbundstelle beider Systemkomponenten auftreten können, sowie darauf, welche Faktoren sie begünstigen können.

1.8.1 Mechanischer Misserfolg

Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment irritieren den periimplantären Knochen. Er reagiert durch Abbau im Bereich der Implantatschulter (Depprich et al., 2008). Während der Funktion werden prothetische Restaurationen und Implantat-Abutment-Verbindungen von verschiedenen Kaukräften beeinflusst. Beispielweise wirkt auf ein einziges Molarenimplantat in axialer Richtung eine Kraft von 120 N (Richter, 1995). Wal-

timo und Kononen (1995) nennen eine mögliche kurzfristig auftretende Kraft von 847 N bei Männern und 595 N bei Frauen.

Kraft- und Formschluss zwischen Implantat und Abutment sind zwei Bestandteile, die mechanischem Versagen widerstehen. Während der physiologischen Funktion überschreiten dynamische Belastungskräfte den maximalen Widerstand einer Implantat-Abutment-Verbindung nicht oder liegen sogar weit darunter, jedoch kann sich die Implantat-Abutment-Verbindung nach und nach lockern oder plötzlich aufgrund von Ermüdung komplett versagen (Burguete et al., 1994; Haack et al., 1995; Rangert et al., 1989). Faktoren, die einen Einfluss auf Mikrobewegungen der Implantat- und Aufbaukomponenten haben können, sind eine Vorbelastung, ein Verlust der Vorspannung an der Abutment-Schraube, eine mangelnde Stabilität der Implantatteile, Knocheneigenelastizität und Überbelastung (Binon, 1994; Gratton et al., 2001).

In Bezug auf klinische Komplikationen bei osseointegrierten Implantaten zeigte sich, dass die Häufigkeit eines Schraubenverlustes oder einer Schraubenfraktur zwischen 2 und 45 % der implantatgetragenen Restaurationen variiert, wobei die höchste Schraubenversagensrate bei den Einzelkronen liegt (Goodacre et al., 1999). In einer 2004 über implantatbedingte Komplikationen durchgeführten Metaanalyse haben Lang et al. (2004) eine kumulative Inzidenz der Verbindungskomplikationen von 7,3 % in der Zeit von fünf Jahren berechnet.

1.8.2 Bakterielle Besiedlung (bacterial leakage)

Bei einer Implantat-Abutment-Verbindung existiert ein kleiner Zwischenraum zwischen Implantat und Abutment, der als Mikrospace bekannt ist. Studien zeigen, dass die mittlere Größe des Mikrospace zwischen 2 und 6 μm beträgt. Drei wesentliche Faktoren für das Entstehen des Mikrospace sind die okklusale Belastung während der physiologischen Funktion, fertigungstechnische Toleranz (Passung) und Mikrobewegungen zwischen den Implantat-Abutment-Verbindungskomponenten (Shareef und Levine, 1996; Steinebrunner et al., 2005). Mikroorganismen besiedeln diesen Raum und führen zur Entstehung eines Bakterienreservoirs, infolge dessen eine Entzündung des Weichgewebes im Bereich des Implantat-Abutment-Interfaces entsteht.

Binon (1995) und Jansen et al. (1997) maßen mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops den Mikrospace zwischen Implantat und Abutment aus. Die Präzision der Implan-

tat-Abutment-Verbindung bei ScrewVent®-Implantaten wurde von Binon (1995) mit den Vergrößerungen von 20-, 100- und 200-fach analysiert. Die Größe des Spaltes betrug in diesem Fall 45 µm (Binon, 1995). In der Studie von Callan et al. (2005) wurden DNA-Proben bei Patienten untersucht, um die mikrobielle Besiedlung im Implantat-Abutment-Interface zu erforschen. Die Autoren berichteten über acht verschiedene moderate bis hochpathogene parodontale Erreger, einschließlich *Aggregatibacter actinomyces* und *Porphyromonas gingivalis* in dem Mikrospace. Diese Daten unterstützen die Ergebnisse anderer Forscher und führen zu der Schlussfolgerung, dass normale und pathogene Mundflora in der Lage war, die Implantat-Abutment-Verbindung zu penetrieren und zu besiedeln (Quirynen et al., 2006; van Winkelhoff et al., 2000).

Die Anwesenheit eines Mikrospace in der Implantat-Abutment-Verbindung in enger Beziehung zum Knochen kann eine bedeutende Rolle in der Entwicklung einer periimplantären Entzündung spielen und zum Knochenverlust führen (Persson et al., 1996).

Aus den oben genannten Gründen ist die Prävention der bakteriellen Infektion im Mikrospace eine große Herausforderung für die Konstruktion der zweiteiligen Implantatsysteme, wobei das Ziel darin besteht, die Entzündungsreaktion zu minimieren und die periimplantäre Knochenstabilität zu maximieren.

1.8.3 Biologische Breite bei Implantaten und Platform Switching

Die biologische Breite bei natürlichen Zähnen setzt sich aus dem 1,7 mm dicken Desmodont und dem 1,0 mm dicken Saume epithel zusammen (Gargiulo et al., 1961). Dieser Teil des bindegewebigen Attachments stellt einen Schutz für den dentoalveolären Komplex dar, indem der Zutritt für die pathogene Mundflora in die inneren Strukturen unmöglich bleibt. Diese natürliche Barriere existiert bei Implantatversorgungen nicht, was bedeutet, dass die Schutzfunktion gegen bakterielle Erreger und ihre Produkte auf andere Art und Weise erfolgen muss.

Der Vorgang der Stabilitätsentwicklung der periimplantären Hart- und Weichgewebe kann über mehrere Wochen dauern (Berglundh et al., 2003). Bei der Osseointegration im Bereich des krestalen Knochens direkt nach der Insertion spielen das Implantatdesign, die Art der Einheilung und die Art der Implantat-Abutment-Verbindung eine bedeutende Rolle (Enkling et al., 2011; Weng et al., 2010). An dieser Stelle ist erwähnenswert, dass alle zweiteiligen Implantatsysteme per Definition einen nachteiligen Mik-

rosalp in der Konstruktion besitzen, welcher die periimplantäre Knochenmorphologie beeinflussen kann. Zusätzlich berichteten Weng et al. (2008) darüber, dass unterschiedliche Designs der Mikrospalte zu unterschiedlichen Formen und Größen des periimplantären („dish-shaped“) Knochendefekts sowohl bei der transgingivalen als auch bei der subgingivalen Einheilungsposition führen. Damit laufen die Knochenumbauvorgänge so lange, bis die dem natürlichen Zahn vergleichbare biologische Breite erreicht ist.

Berglundh et al. (1991) zogen Parallelen zwischen dem Aufbau von Gingiva und Mukosa am Zahn und am Implantat. Zur Veranschaulichung sind die Ergebnisse dieser Studie in Tabelle 1 dargestellt. Insgesamt beträgt die biologische Breite an einem Implantat im Mittel 3,5 bis 4,0 mm.

	Implantat	Zahn
Saumepithel	vorhanden, differenziert sich aus dem Epithel der oralen Mukosa	vorhanden, differenziert sich aus dem Epithel der oralen Mukosa
Haftung	hemidesmosomal am Titan	hemidesmosomal am Zahn
Saumepithel / Höhe vestibulär	ca. 2,0 mm	ca. 1,0 mm
Bindegewebe /Höhe vestibulär	ca. 1,5 mm	ca. 1,0 mm

Tabelle 1: Biologische Breite im Vergleich zwischen Implantat und Zahn.

Der Einfluss des Abutmentdurchmessers bei der Implantat-Abutment-Verbindung, die weiter koronal von dem Knochenniveau entfernt liegt, war bereits Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Im Vergleich zu einem Abutment mit implantateinheitlichem Durchmesser ließ sich bei den Abutmentkonstruktionen mit kleineren Durchmessern ein geringerer Knochenabbau nachweisen (Canullo et al., 2010; Vandeweghe und De Bruyn, 2012).

Die Verwendung von Abutments mit kleineren Durchmessern auf den Implantaten mit größeren Durchmessern nennt man Platform Switching. Platform Switching verlagert den Übergang zwischen Implantat und Abutment zu einer zentralen Position. Auf diese Weise liegt die Implantat-Abutment-Verbindung horizontal nach innen vom Umfang der

Implantatplattform und weiter entfernt vom Knochen. Hierdurch entsteht zwischen Implantat und Abutment eine Stufe. Somit erstreckt sich entzündetes Bindegewebe nicht mehr im gleichen Ausmaß nach lateral, wie es mit einer traditionell abgestimmten Implantat-Abutment-Verbindung der Fall ist (Sarfaraz et al., 2013).

Nach den zahlreichen Studien, die sich mit dem Thema „Platform Switching“ beschäftigt haben und zu vielversprechenden Ergebnissen gekommen sind, wird dieses Verfahren zur Verringerung des krestalen Knochenverlustes und zum Erhalt der Zahnfleischpapillen verwendet. An der Stelle ist es aber anzumerken, dass Langzeitergebnisse noch ausstehen.

1.8.4 Forderungen für eine erfolgreiche implantatgetragene Restauration

Basierend auf Erkenntnissen zahlreicher Studien ist nach einer erfolgreichen Osseointegration eines Implantates das Implantat-Abutment-Interface für eine langlebige prothetische Versorgung ein sehr wichtiger und anspruchsvoller Komplex. Wie im Kapitel 1.8 beschrieben, führt seine Insuffizienz zu Knochendestruktionen, Keimbesiedlung und mechanischem Versagen der gesamten Konstruktion. Daraus folgt, dass die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung sowie die Vermeidung von Mikrobewegungen und Mikrospalten zur Komplikationsvermeidung beitragen (Harder, 2012; Salinas, 2001). Diese Forderungen sind auch bei den CAD/CAM hergestellten Konstruktionen für das Vermeiden von Spannungen am Implantat-Abutment-Interface zu beachten.

1.9 CAD/CAM-Technologie

CAD/CAM-Technologie (computer-aided design und computer-aided manufacturing) wird in der Zahnmedizin, um die Gestaltung und Herstellung von Zahnersatz (Kronen, Brücken, Veneers, Inlays, Onlays, Zahnimplantatversorgungen und kieferorthopädischen Apparaturen) zu verbessern, eingesetzt. CAD/CAM-Zahnersatz wird aus biokompatiblen keramischen Materialien, Kunststoff, Kobalt-Chrom-Legierungen und Titan gefräst. Moderne Computertechnologien ermöglichen, dass die Bewegungen diamantierten Fräsen durch dentale Softwareprodukte gesteuert werden. Bei der Herstellung von CAD/CAM-Zahnersatz unterscheidet man zwei Verfahren: Chairside-Verfahren und Labside-Verfahren. Chairside-Verfahren (chairside: am Behandlungsstuhl) wird meistens für die Versorgung einzelner Zähne eingesetzt. Dabei erfolgt digitale Erfas-

sung des präparierten Zahnstumpfes intraoral durch eine Kamera mit kleinem Kopf direkt in der Zahnarztpraxis. Vorteile dieses Verfahrens sind, dass der präparierte Zahn für das zahntechnische Labor nicht abgeformt werden muss und dass der Patient eine schnelle und definitive Versorgung in einer Sitzung erhält. Bei dem Labside-Verfahren (labside: labortechnisch) werden der konventionellen Zahnersatzherstellung ähnlich Abdrücke der bearbeiteten Zähne und des Gegenkiefers benötigt. Dazu ist noch unbedingt Abformung der Okklusion erforderlich. Erst im Labor werden durch Ausgießen der Abformungen hergestellte Gipsmodelle durch ein Scanverfahren in das CAD/CAM-Programm transferiert. Das Programm liefert eine dreidimensionale graphische Darstellung der gewonnenen Daten, die durch Zahntechniker bearbeitet und modelliert werden kann. Die Konstruktionsdaten werden anschließend an die Fräseinheit geschickt. Bei diesem Verfahren lässt sich die Herstellung des Zahnersatzes besser kontrollieren.

CAD/CAM hergestellte Abutments

Mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie im dentalen Bereich können heutzutage individuell hergestellte Abutments entworfen werden, deren Gestaltung anatomischer Zahnform entspricht und patientenbezogene Ästhetik wiedergibt. Nach der Abformung des Implantates wird ein Meistermodell im zahntechnischen Labor hergestellt. Im Bereich der Implantation wird durch Gingivamaske das Emergenzprofil definiert. Anschließend wird das Meistermodell gescannt und aus dem generiertem Datensatz mit Hilfe einer CAD/CAM-Software, zum Beispiel CEREC oder Delcam, das Abutment gefräst. Durch diese Technologie entsteht ein hochpräzise hergestelltes Implantat-Abutment-Interface, ästhetische und gewebeverträgliche Zahnversorgung.

1.10 Zu erwartende Kaukräfte

Eine Sichtung der in klinischen Studien genannten auftretenden Kaukräfte ergab eine große Streuung. So beträgt laut Pistner und Kukiz (1998) der Mittelwert für die maximale mechanische Belastung zwischen Ober- und Unterkiefer 331 N. Gerlach und Schwarz (2002) geben hingegen einen Wert von 250 N an. Suzuki et al. (1999) untersuchten Kaukräfte bei Totalprothesenträgern und bestimmten einen Mittelwert der maximalen Belastung von 292 N. Andererseits stellten Miyaura et al. (2000) bei Totalprothesenträgern einen Wert von nur 54 N fest.

Vergleichsstudien belegen, dass aufgrund von Osseointegration und fehlenden Rezeptoren des Zahnhalteapparates bei Implantaten kein Schutzreflex vor Überbelastung besteht. Demzufolge können mit einem implantatgetragenen Gebiss höhere Kaukräfte als mit natürlichen Zähnen erreicht werden (Klineberg und Murray, 1999; Thomaidis et al., 2009). Balabanoff (1958) berichtete über einen Wert von 100 N/cm^2 , der eine physiologische Schmerzgrenze des Desmodonts darstellt. Nach Haraldson und Carlsson (1977) betragen Durchschnittswerte der Kraft bei mit Implantaten behandelten Patienten 15 N bis 144 N, wobei diese Werte von Alter, Geschlecht, Entwicklung und Kraft der Kaumuskelatur, Art des Zahnersatzes und Art der Nahrungsaufnahme (leichtes Abbeißen, Kauen oder maximales Beißen) abhängig sind. Wie zu erwarten, beruhen die auftretenden Kaukräfte auch auf dem Widerstand der Nahrung. So ermittelten Wang und Stohler (1990) für eine Karotte eine Kraft von 66 N, für eine Erdnuss 52 N und für ein Beefsteak 25N. Anderson (1953) und Jaeger et al. (1989) untersuchten die möglichen Kaukräfte in vivo und stellten fest, dass die Werte während der Mastikation individuell im Bereich von 5 N bis 120 N schwankten.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass noch nicht alle Einflussfaktoren auf eine implantatgetragene prothetische Versorgung, vor allem im Bereich der Implantat-Abutment-Verbindung, vollständig untersucht worden sind. Hier zu nennen sind beispielsweise Aspekte wie Abutmentdesign, Abutmentmaterial und Herstellungsmethode der Abutments.

2. Ziel der Studie und Fragestellung

Die laufenden Fortschritte in der CAD/CAM-Technologie fördern heutzutage den Wunsch, Abutments patientenbezogen zu gestalten. Immer mehr Implantathersteller bieten diese Herstellungstechnik an. In zahlreichen zahnmedizinischen Veröffentlichungen und auf den Internetseiten der Hersteller werben diese mit „einer effektiven, effizienten und patientenbezogenen prothetischen Versorgung“, mit einer „optimalen Unterstützung und Retention der endgültigen Versorgung“ und mit einem „erfolgreichen Weichgewebsmanagement“ (Dentsplyimplants, 2014). Vor diesem Hintergrund entwickelte sich die Fragestellung dieser Studie.

Entsprechend der oben erwähnten okklusalen Kräfte und der entsprechenden Problematik bezüglich der Implantat-Abutment-Verbindung wird in dieser Studie die Stabilität und das mechanische Verhalten von CAD/CAM-Abutments untersucht. Anschließend erfolgt eine Gegenüberstellung mit den Systemen aus Implantaten und konventionellen Abutments. Alle Systeme sollten bis 120 N belastet werden. Das Ziel der Studie war die Beantwortung der folgenden Fragen:

- Gibt es einen Unterschied bezüglich der Stabilität der implantatgetragenen Restaurationen zwischen vorgefertigten, konventionellen Abutments gegenüber individuell hergestellten CAD/CAM-Abutments?
- Gibt es einen Unterschied zwischen CAD/CAM-Abutments verschiedener Hersteller?
- Wenn Mikrobewegungen und Mikrospalten bei den untersuchten Systemen vorhanden sind, wie erheblich sind sie?

3. Material und Methoden

In der vorliegenden Studie wurden Straumann-Implantate in Verbindung mit drei unterschiedlichen Abutments untersucht. Als Referenz wurde ein Straumann CAD/CAM-Abutment festgelegt. Zwei andere Abutment-Systeme, jeweils von AstraTech Atlantis und Nobel Biocare Procera, wurden für den experimentellen Teil der Studie vorbereitet. Für den Versuch wurden Belastungsproben jeder Implantat-Abutment-Kombination benötigt. Exemplarisch ist in Abbildung 9 eine Darstellung einer Konstruktion aus Straumann-Implantat und Straumann-Abutment zu sehen.



Abbildung 9: Straumann Implantat-Abutment-System (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2007). Links: Implantat, in der Mitte: Abutment, rechts: Fixationsschraube

Insgesamt wurden neun Belastungsproben der Implantat-Abutment-Kombinationen angefertigt. Zur Übersicht sind sie in Tabelle 2 dargestellt.

- 3 Proben von Straumann-Implant und Straumann CAD/CAM-Abutment, zur Vereinfachung im Weiteren SI-SA genannt.
- 3 Proben von Straumann-Implant und AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutment, weiter SI-AA genannt.
- 3 Proben von Straumann-Implant und Nobel Biocare Procera CAD/CAM-Abutment, weiter unten als SI-NA bezeichnet.

System/ Probe	Implantat	Abutment	Abutmenthersteller	Anzahl der Proben
SI-SA	Straumann SLA Bone Level RC 4.1	Straumann CAD/CAM- Abutment	Institut Straumann AG CAD/CAM-Produktions- zentrum über Strau- mann Webshop	3
SI-NA	Straumann SLA Bone Level RC 4.1	Nobel Bio- care Procera CAD/CAM- Abutment	Nobel Biocare AB, Box 5190, SE 40226 Göte- borg, Schweden	3
SI-AA	Straumann SLA Bone Level RC 4.1	AstraTech Atlantis CAD/CAM- Abutment	Astra Tech GmbH An der kleinen Seite 8, 65604 Elz, Deutschland	3

Tabelle 2: Übersicht der untersuchten Implantat-Abutment-Systeme mit Kurzbezeichnung in der ersten Spalte.

3.1 Straumann® Bone Level-Implantate

Straumann® Bone Level-Implantate sind für eine Therapiekonzeption vorgesehen, die auf dem Knochenniveau, sowohl trans- als auch subgingival geplant ist. Diese Implantate haben eine zylindrische Form und eine Gewindeganghöhe von 0,8 mm, die sich im oberen Anteil des Implantates nach außen erweitert. Sie bieten eine mikroangeraute Oberfläche bis zum krestalen Kamm des Implantatkörpers an. Das Interface liegt innen und stellt eine CrossFit®-Verbindung dar. Straumann® Bone Level-Implantate sind in Durchmessern von 3,3 mm, 4,1 mm und 4,8 mm erhältlich. Institut Straumann bietet Implantate aus Reintitan Grad 4 und einer Titan-Zirkonium-Legierung an.

In Abbildung 10 sind Straumann® Bone Level-Implantate mit ihrer zylindrischen Außenkontur und leicht konischem unterem Teil aus dem Produktkatalog Straumann (2010) abgebildet. Die Implantate sind aus unterschiedlichen Sichten dargestellt. Die Gewindeganghöhe bleibt über den gesamten Implantat-Körper konstant. Bei dieser Implantatform fehlt die Implantatschulter komplett. Dieses Design soll den Erhalt des krestalen Knochens und eine hohe Überlebensrate der Implantate gewährleisten (Cordaro et al., 2009).



Abbildung 10: Straumann® Bone Level-Implantate (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2010). Links ist Vorderansicht und rechts ist Draufsicht dargestellt.

Bone Level CrossFit®-Verbindung

Die CrossFit®-Verbindung der Straumann® Bone Level-Implantate (siehe Abbildung 11) hat eine Friktionspassung der 15° konisch-zylindrischen Verbindung mit vier inneren Einrastpositionen. Auf der Abbildung sieht man diese vier Nuten in gelber Farbe dargestellt. Auf dem Längs- und Querschnitt des Implantats lässt sich eine interne zylindrische Verbindung, die sich nach koronal langsam konisch erweitert, erkennen.



Abbildung 11: Bone Level CrossFit®-Verbindung (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2010), wo links Längs- und rechts Querschnitt zu sehen sind.

Indikation

Die Straumann® Bone Level-Implantate werden in den teilbezahnten oder zahnlosen Ober- und Unterkiefer mit dem Ziel einer funktionellen und ästhetischen prothetischen Versorgung eingesetzt. Dabei werden Implantate mit kleinerem Durchmesser für Kiefer mit grazilem Knochen oder bei interdentalem Platzmangel bevorzugt. In der folgenden Tabelle 3 sind alle Eigenschaften des in dieser Studie verwendeten Implantat-Systems zusammengefasst.

Implantat-System	Bezeichnung	Länge	Durchmesser	Interface	Oberfläche/ Material
Straumann	Straumann SLA Bone Level RC 4.1	12 mm	4,1 mm	CrossFit®-Verbindung	Straumann® SLA Titan

Tabelle 3: Eigenschaften des untersuchten Implantat-Systems

3.2 Abutment-Systeme

Drei unterschiedliche Abutment-Systeme wurden für diese Studie benutzt. Aufgrund der Verbindung der Straumann SLA Bone Level RC 4.1-Implantate wurden Abutments mit der gleichen Verbindung benutzt. So wurden in dieser Studie Straumann-Abutments, die eine Regular CrossFit®-Verbindung (RC) aufweisen, verwendet. Diese Straumann® Cares®-Abutments wurden aus Reintitan Grad 4 hergestellt. AstraTech Atlantis und Nobel Biocare wurden von der prothetischen Abteilung der Universitätszahnklinik Bonn beauftragt, passende sekundäre Teile anzufertigen. Die Atlantis™ Abutments wurden aus einer Titanlegierung 6Al-4V (Grad 5) gefräst. Die NobelProcera Abutments wurden mittels 5-Achs-Frästechnologie aus einem massiven Titanblock produziert.

In Abbildung 12 sind zum Vergleich alle in der Studie verwendeten Abutment-Systeme dargestellt. Von links nach rechts sind dies:

- AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutment,
- Nobel Biocare Procera CAD/CAM-Abutment und
- Straumann CAD/CAM-Abutment.

Die geometrische Form des AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutments und des Nobel

Biocare Procera CAD/CAM-Abutments ist aus patentrechtlichen Gründen gegenüber dem Straumann-Abutment umgeändert.



Abbildung 12: Unterschiedliche Formen der Abutment-Systeme. Der innere Teil der Abutments ist präfabriziert. Der Außenteil ist individuell angefertigt. Die geometrische Form des AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutments und des Nobel Biocare Procera CAD/CAM-Abutments ist aus patentrechtlichen Gründen gegenüber dem Straumann-Abutment umgeändert.

Abutment-System	Verwendeter Abutmenttyp	Implantat-Abutment-Interface	Material	Anzugsmoment [Ncm]
Atlantis™ Abutment	AstraTech Atlantis Copycat Abutment	Konisch-zylindrische Verbindung mit Friktionspassung	Titanlegierung Grad 5	35
NobelProcera Titan Abutment	Nobel Biocare Procera Copycat Abutment	Konisch-zylindrische Verbindung mit Friktionspassung	Titan	35
Straumann® Cares® Abutment	Straumann Cares CAD/CAM Abutment Regular CrossFit® (RC) REF027.4620	Konisch-zylindrische Verbindung mit Friktionspassung	Reintitan Grad 4	35

Tabelle 4: Eigenschaften der untersuchten Abutment-Systeme, die auf den zuvor beschriebenen Straumann Bone Level-Implantaten nach Herstellerangaben mit entsprechendem Anzugsmoment fixiert wurden. Alle Abutment-Systeme besitzen eine interne Implantat-Abutment-Verbindung.

3.3 Vorbereitung der Versuchsproben

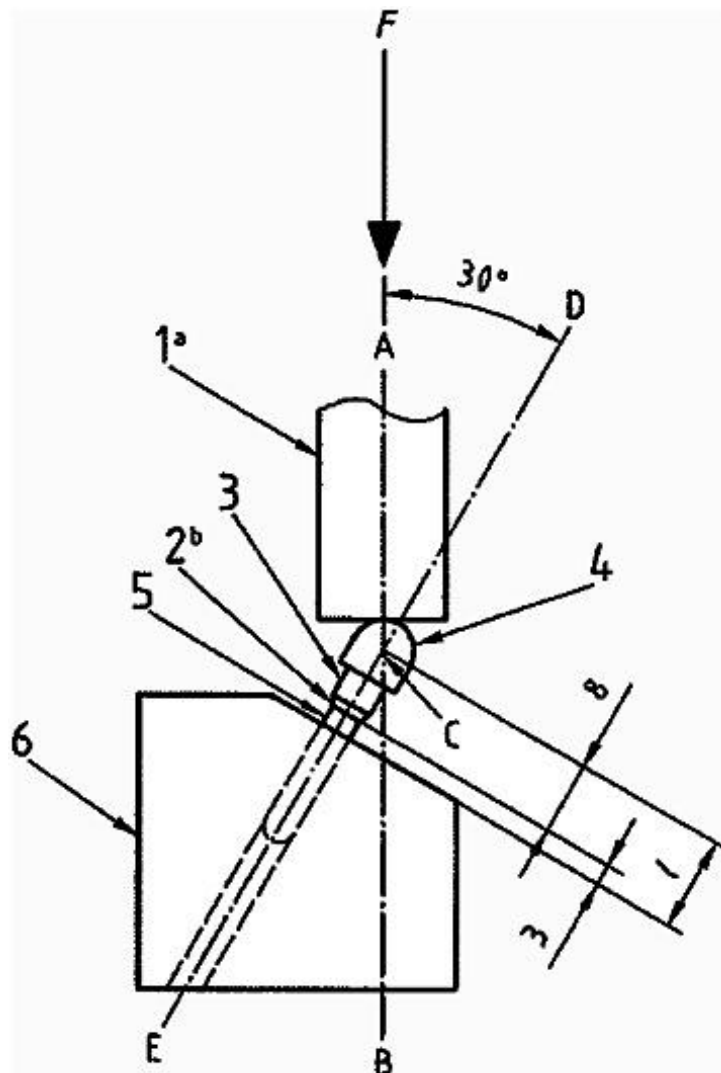
Für die geplanten Untersuchungen existiert keine standardisierte Testmethode. Um diese auf eine möglichst stabile wissenschaftliche Basis zu stellen, orientierte sich die Studie an der Internationalen Norm DIN EN ISO 14801:2003. ISO 14801 beschreibt die mechanische Dauerlastprüfung von Dentalimplantaten, kann aber entsprechend für die statische Belastung der Implantat-Abutment-Systeme eingesetzt werden. Bei diesem Versuch wurden alle Abutments einer Kraft von 0 N bis 120 N ausgesetzt, welche nach dem im Folgenden beschriebenen Prüfverfahren aufgebracht wurde.

DIN EN ISO 14801

Die DIN EN ISO 14801 ist eine europäische und internationale Norm in der Zahnheilkunde, die bei der Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate eingehalten werden muss, um den Vergleich von Implantaten mit unterschiedlichen Konstruktionen oder Größen zu ermöglichen. Abbildung 13 illustriert einen schematischen Aufbau des Prüfkörpers mitsamt seiner Halterung. Das Belastungsgerät übt eine Kraft F auf den halbkugelförmigen Belastungskörper aus. Nach der ISO-Norm 14801 ist diese Kraft so aufzubringen, dass kein seitwärts wirkender Druck auftritt und das Belastungszentrum C genau auf der Schnittstelle der Belastungsachse (Linie AB) mit der Achse des enossalen dentalen Implantats (Linie DE) liegt.

Die beiden Linien schneiden sich unter einem Winkel von 30° . Das heißt, dass während der Messung alle Implantat-Abutment-Systeme einer Belastung unter einem Winkel von 30° ausgesetzt werden. Die Prüfnorm beschreibt das Aufbringen einer dynamischen Wechsellast, in dieser Studie wurde aber vielmehr eine statische Kraft ausgeübt, die von 0 N bis 120 N gesteigert wurde. Das Belastungsgerät muss sich in Belastungsrichtung frei bewegen können.

Es ist ebenfalls zu beachten, dass die Prüfung der dentalen Implantate inklusive Abutment unter den Bedingungen des ungünstigsten Falls simuliert wird und der Prüfkörper im Gerät in einem Abstand von 3 mm apikal vom nominellen Knochenrand eingespannt wird. Der Abstand (l) beträgt dabei von der Einspannebene zum Belastungszentrum (C) $11,0 \pm 0,1$ mm. (DIN EN ISO 14801, 2003).



Legende:

- | | |
|--|----------------------------|
| 1 - Belastungsgerät | AB - Belastungsachse |
| 2 - nomineller Knochenrand | DE – Achse des Implantates |
| 3 - Abutment | C - Belastungszentrum |
| 4 - halbkugelförmiger Belastungsaufsatz | F - Belastungskraft |
| 5 - dentaler Implantatkörper | 6 – Prüfkörperhaltung |
| l – der Abstand von der Einspannebene zum Belastungszentrum, C | |
| a – muss sich in Belastungsrichtung frei bewegen können | |
| b – die stärkste Knochenatrophie ist zu berücksichtigen | |

Abbildung 13: Schematische Darstellung des Prüfaufbaus nach DIN EN ISO 14801 (2003)

In Abbildung 14 ist eine Probe vor der Belastung schematisch illustriert. Das im Kunststoff, zum Beispiel im PalaXpress von Heraeus Kulzer GmbH mit einem Elastizitätsmodul von 3,15 GPa, eingebettete Implantat ist mit dem Abutment verschraubt. Der halbkugelförmige Belastungsaufsatz ist darauf platziert. Der Abstand vom Zentrum der Halbkugel bis zur koronalen Ebene der Prüfkörperhalterung beträgt $11,0 \pm 0,1$ mm. Der Prüfkörper ist in einem Abstand von $3,0 \pm 0,1$ mm apikal vom nominellen Knochenrand eingebettet.

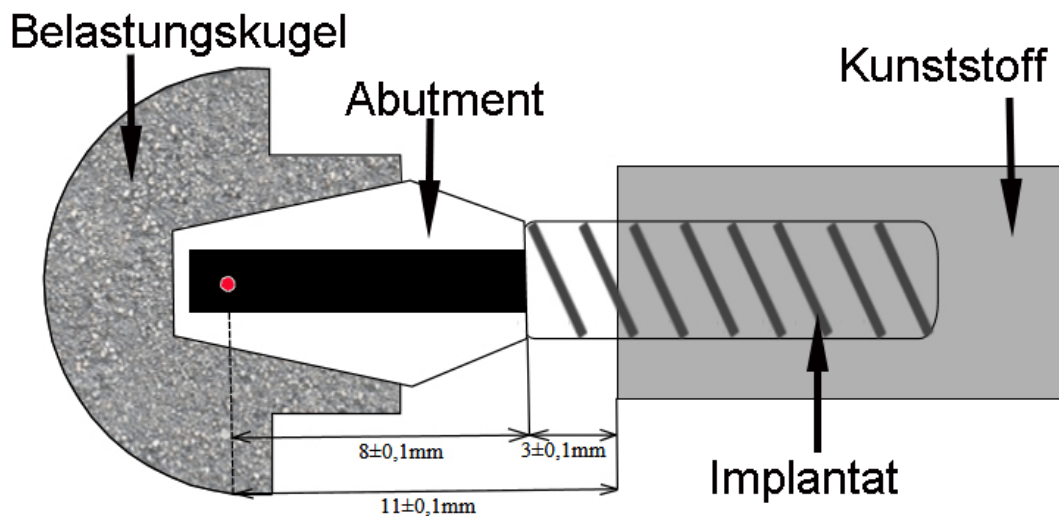


Abbildung 14: Schematische Darstellung einer Probenkonstruktion der vorliegenden Studie im Längsschnitt. Der rote Punkt markiert das Zentrum der Halbkugel.

Implantate

Für die Vorbereitung der Proben wurde ein Messingrohr mit einem Durchmesser von 18 mm in neun 3,5 cm lange Segmente geschnitten, die als Prüfkörperhalterung dienen. Alle neun Implantate wurden mit Hilfe eines Parallelometers (Amann Girrbach AG) parallel zur Halterungswand im Kunststoff eingebettet. Der kaltpolymerisierende Kunststoff PalaXpress (Heraeus Kulzer GmbH, Dormagen, Deutschland) hat einen Elastizitätsmodul von 3,15 GPa, welcher der ISO-Norm 14801 entspricht. Es ist bekannt, dass in der Zeitspanne zwischen Insertion des Implantates und seiner Belastung enorme Knochenumbauvorgänge stattfinden (Berglundh et al., 2003). Hermann berichtet auch über den Knochenabbau vor dem Zeitpunkt jeglicher mechanischer Beanspruchung des Implan-

tes (Hermann et al., 2001). Laut Angaben der ISO 14801 ist der ungünstigste Fall zu verwenden, wenn der nominelle Knochenrand in der Gebrauchsanweisung des Herstellers nicht angegeben ist. Aus diesen Gründen erfolgte das Einbetten aller Implantate bis auf 3 mm versenkt, um damit die stärkste Knochenatrophie zu berücksichtigen (worst case scenario).

Abutments

Alle zu untersuchenden Abutments wurden anschließend im Labor für Werkstoffprüfung beim Institut Straumann zu einer konischen Form gefräst. Aufgrund der unterschiedlichen Form der Abutments und daraus folgender unterschiedlicher relativer Mikrobewegungen zwischen Belastungskörper und Abutments war das Fräsen der gleichen Formen obligat um relative Messfehler zu vermeiden. Somit wurde die gleiche Passgenauigkeit des Belastungskörpers bei allen Proben erreicht und die Voraussetzungen der Belastungsgeometrie (ISO 14801) erfüllt.

Belastungsaufsatz

Als Belastungsaufsatz wurde eine Halbkugel aus Titan hergestellt. Anschließend wurden Abutments und Implantate mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels gemäß dem vom Hersteller angegebenen Drehmoment von 35 Ncm zusammengeschraubt.

Bestimmung der Referenzpunkte

Auf die vorbereiteten Proben wurden Farbmarkierungen sowohl auf das Implantat als auch auf das Abutment aufgebracht. Auf diese Weise war es möglich, die relativen Bewegungen von beiden Aufbauteilen der Probe zu verfolgen.

Einspannvorrichtung

Die Stabilisierung der Probe und ihre entsprechende Position in der Prüfmaschine nach der ISO-Norm 14801 während der Belastung wurden durch eine Einspannvorrichtung festgelegt.

3.4 Prüfverfahren und Versuchsaufbau

Die vorbereiteten Proben wurden mit Hilfe von vier Schrauben in der Einspannvorrichtung festgeklemmt. Der in der ISO 14801 beschriebene Winkel von 30° zwischen der Belastungsachse und der Achse des dentalen Implantates ist in der Einspannvorrichtung konstruktionsgemäß vorgegeben, unter der Voraussetzung, dass die Einspannvorrichtung flach auf der Fläche aufliegt, zu welcher die Belastungsachse senkrecht verläuft. Abbildung 15 zeigt die Einspannvorrichtung mit der Belastungsprobe und grafischer Darstellung des Winkels.

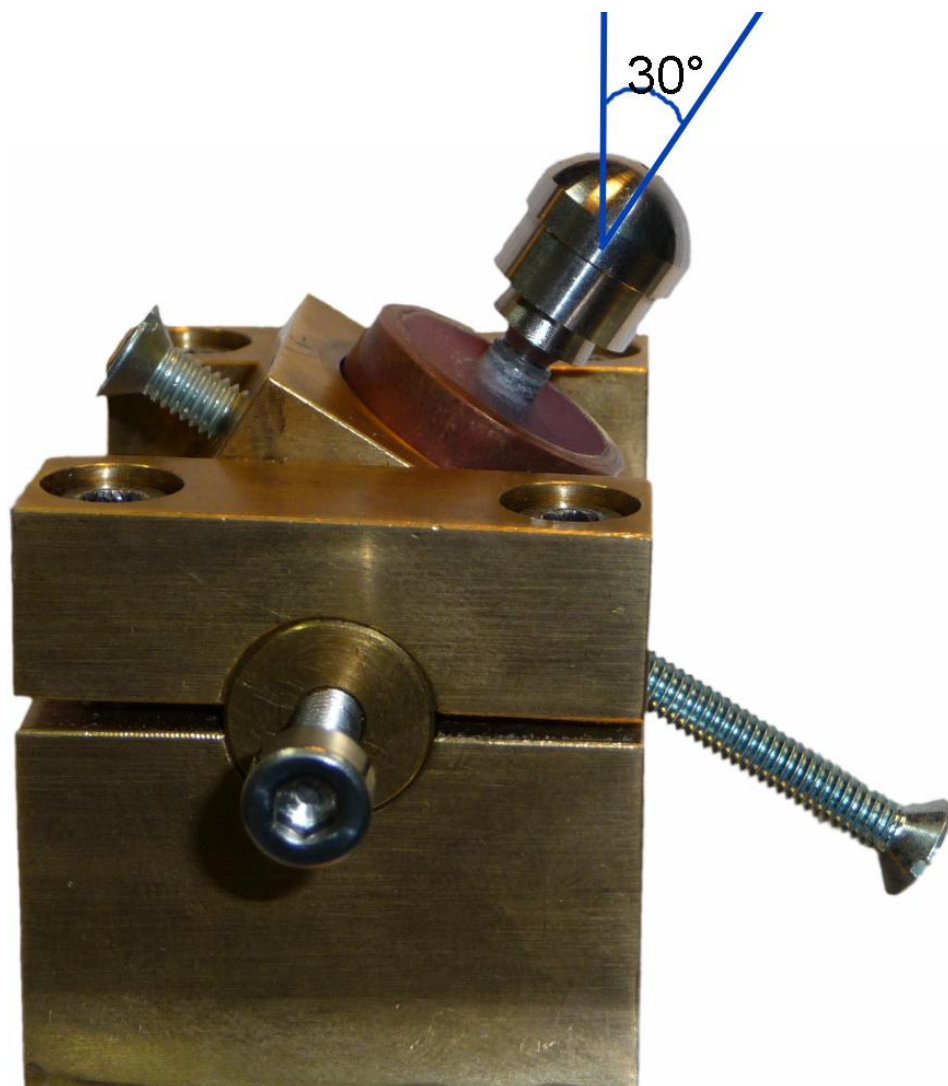


Abbildung 15: Festgeklemmte Belastungsprobe inklusive Halbkugel in der Einspannvorrichtung (unter dem Belastungsstempel), vorbereitet zur Montage in der Dauerlastmaschine.

3.4.1 Experimenteller Aufbau

Hexapod-Mess-System (HexMeS)

Das HexMeS (Hexapod-Mess-System) wurde entwickelt, um die Kraft- und Biegeeigenschaften von verschiedenen Dentalmaterialien und -geräten zu messen. Die Belastungskraft wird durch einen Hexapoden auf die untersuchte Probe aufgebracht, wobei die Registrierung der Kraft mit einem angeflanschten 3D-Kraft/Drehmoment-Sensor erfolgt (Keilig et al., 2004). In Abbildung 16 ist das Hexapod-Mess-System zu sehen.

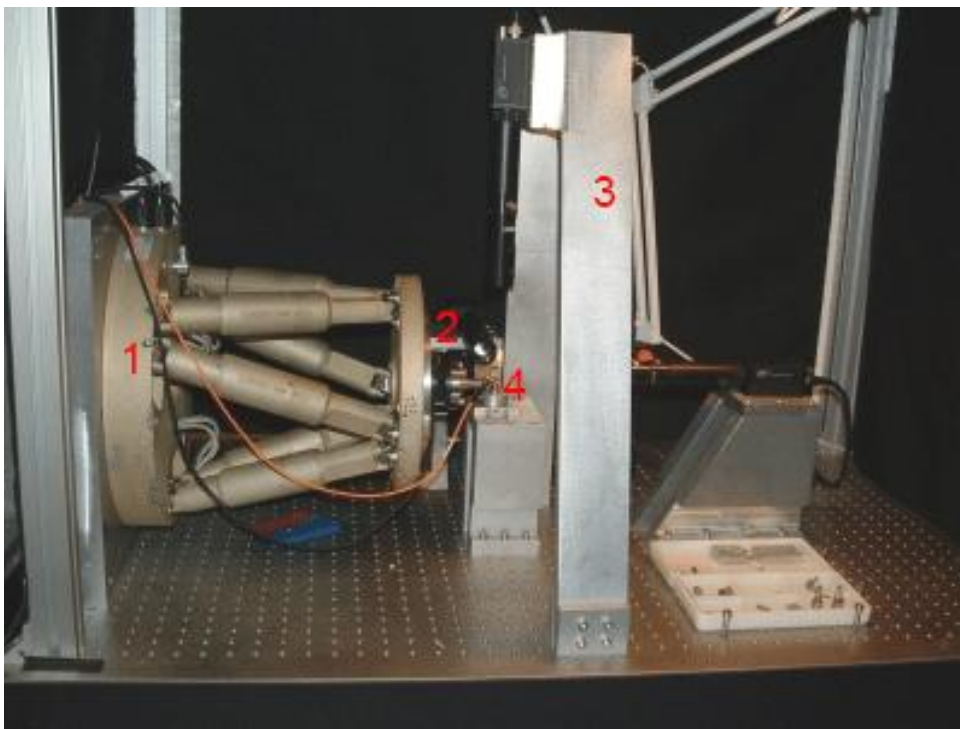


Abbildung 16: Foto des Hexapod-Mess-Systems, das für die Messung verwendet wurde: 1) Hexapod, 2) Sensor, 3) Halterung der CCD-Kameras, 4) Prüfkörperhalterung

CCD-Kamera

Um die Mikrobewegung der zu untersuchenden Probe zu beobachten und zu erfassen, wurden drei hochauflösende Charge-Coupled-Device-Kameras (CCD-Kameras; JAI CV-M1, Stemmer Imaging GmbH, Puchheim) mit einem 8,8-fachen Opto-Mikro-Zoomobjektiv verwendet. Die automatische Registrierung der Bewegung durch HexMeS ermöglichte die Kontrolle nur über einen Bereich der Probe. Aufgrund der definierten Fragestellung dieser Studie wurde eine Kamera so eingestellt, dass sie den Bereich der

Verbindungsstelle zwischen Implantat und Abutment aufnehmen konnte. Ein Kamerabild hat eine Auflösung von 1296 x 1024 Pixel, wobei jedes Pixel eine Fläche von $0,71 \times 0,71 \mu\text{m}^2$ darstellt. Zur Bestimmung der Relativbewegung wurden die Kamerabilder verwendet, die mit Hilfe der Software XnView (Freeware, Programautor: Pierre-Emmanuel Gougelet, letzter Download 2011) ausgewertet wurden.

3.5 Versuchsdurchführung

Die Versuche wurden bei einer Raumtemperatur von $20 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ in der Abteilung für Oralmedizinische Technologie durchgeführt. Jede Belastungsprobe wurde im HexMeS so positioniert, dass die Implantat-Abutment-Verbindung in den installierten CCD-Kameras zu sehen war. Aufgrund der Tatsache, dass eine spätere Auswertung durch die Licht-Schatten-Verhältnisse auf den Kamerabildern erschwert sein kann, wurde die Belichtung so weit wie möglich optimiert. Nach der bestmöglichen Platzierung wurde die statische mechanische Belastung ausgeübt. Bei jeder Prüfungsserie startete das HexMeS bei 0 N und belastete die Probe durch das Bewegen des Hexapoden nach unten in Schritten von $1 \mu\text{m}$. Nach jedem Belastungsschritt wurde die resultierende Kraft gemessen und das dazugehörige Kamerabild der Implantat-Abutment-Verbindung für die spätere Bildanalyse gespeichert. Der Hexapod wurde so lange nach unten bewegt, bis eine maximale Kraft von 120 N erreicht wurde. Bei jeder Probe wurden fünf Belastungszyklen wiederholt.

3.5.1 Bestimmung der Mikrobewegung

Für die quantitative Auswertung der Mikrobewegungen während der mechanischen Belastung anhand der Kamerabilder wurden jeweils zwei Punkte an den Farbmarkierungen von Implantat und Abutment definiert. Als Folge ergaben sich aus jeder durchgeführten Messung vier Punkte: I_1 , I_2 auf dem Implantat und A_1 , A_2 auf dem Abutment. Jedes Bild war 1296×1024 Pixel groß und enthielt 8 Bits per Pixel. Daraus folgt, dass sich auf jedem Bild 256 Graustufen ergaben.

In Abbildung 18 sieht man links ein mittels CCD-Kamera aufgenommenes Bild aus einer Prüfserie der SI-SA-Probe. Zwei Pfeile zeigen auf die Farbmarkierungen. Rechts ist das Bild schematisch dargestellt. Exemplarisch sind die Referenzpunkte auf den Farbmarkierungen gekennzeichnet: A_1 , A_2 , I_1 , I_2 . Für die Bestimmung der Messpunkte wurde auf

den Farbmarkierungen des Implantates und Abutments nach kleinen, gut sichtbaren und möglicherweise im Laufe des ganzen Versuches auffindbaren Punkten gesucht (siehe Abbildung 18 und 19). Anschließend wurde jede Bilderserie immer nach dem gleichen Prinzip mittels der Software XnView ausgewertet:

1. Das erste und das letzte Bild in jeder Prüfserie wurden immer ausgewertet.
2. Bestimmung der Koordinaten von vier ausgesuchten Messpunkten auf den X- und Y-Achsen bei 0 N: $A_1=(x_{A1}, y_{A1})$, $A_2=(x_{A2}, y_{A2})$, $I_1=(x_{I1}, y_{I1})$, $I_2=(x_{I2}, y_{I2})$ (siehe Abbildung 17).
3. Die Auswertung der Bilder wurde so beschränkt, dass für jeden Schritt von 5 N mindestens ein Bild ausgewertet wurde.

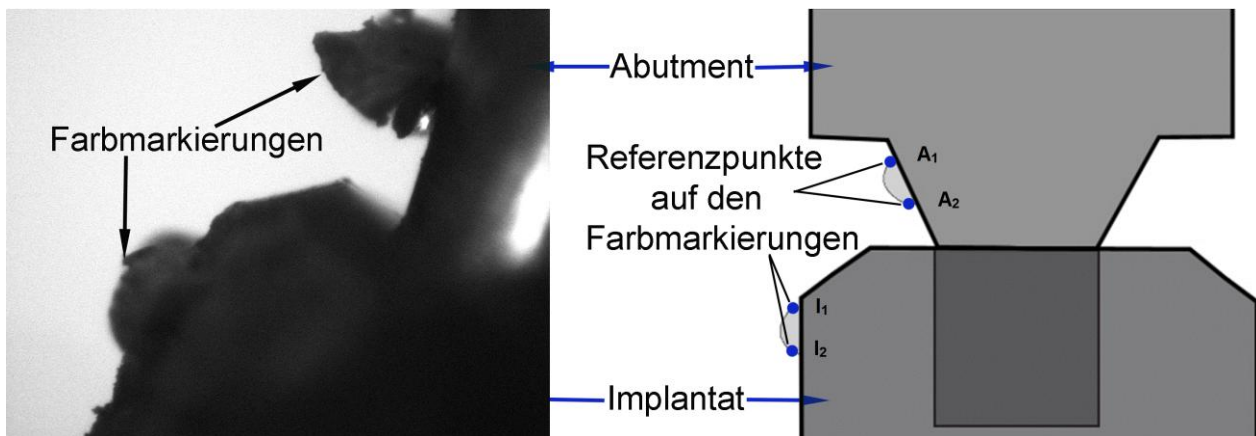


Abbildung 17: Implantat-Abutment-Verbindung, aufgenommen mittels CCD-Kamera (links) und schematische Darstellung (rechts). Blaue Punkte markieren schematisch die Referenzpunkte. A_1 und A_2 sind Referenzpunkte auf dem Abutment. I_1 und I_2 sind Referenzpunkte auf dem Implantat.

Die Abbildung 18 links zeigt ebenso ein mittels CCD-Kamera aufgenommenes Bild aus einer Prüfserie der SI-SA-Probe. Die Referenzpunkte von Implantat (I_1 , I_2) und Abutment (A_1 , A_2) sind markiert. Zur Veranschaulichung ist rechts eine Ausschnittvergrößerung des Implantates aus dem gleichen Bild dargestellt. Der zweite Referenzpunkt I_2 auf dem Implantat liegt auf einer Farbmarkierung und ist mit einem blauen Punkt markiert. Auf diese Weise wurden Kamerabilder aus den Prüfserien mit Hilfe der Software XnView verfolgt und die Koordinaten der Bewegung der Referenzpunkte sowohl vom Implantat als auch vom Abutment dokumentiert.

Auf die beschriebene Weise wurden alle Messproben ausgewertet. Pro Messung konnten ca. fünfzig Messwerte zur einzelnen Bewertung der Lageveränderungen in horizon-

taler und vertikaler Dimension sowohl bei Implantaten als auch bei Abutments ermittelt werden.

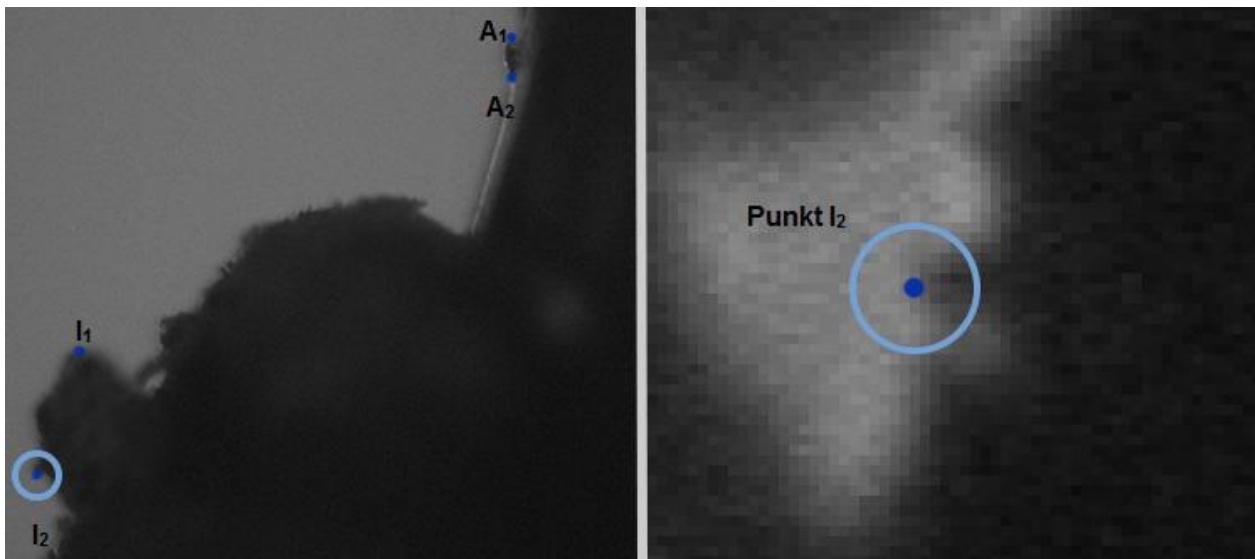


Abbildung 18: Links ist das Kamerabild während der Messung dargestellt, rechts ist eine Ausschnittvergrößerung mit dem Punkt I_2 dargestellt.

Statische Auswertung der Positionsänderung und Statistik

Die mathematische Analyse der Messwerte erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, USA). Da bei der geringen Belastung von max. 120 N keine wesentliche Deformation innerhalb des Implantates bzw. des Abutments zu erwarten ist, sollten im Verlaufe jedes Versuchs die Abstände von A_1 nach A_2 und von I_1 nach I_2 für jede einzelne Probe immer gleich bleiben. Zur Kontrolle der Referenzpunkte wurde angenommen, dass mit $A_1=(x_{A1}, y_{A1})$, $A_2=(x_{A2}, y_{A2})$, $I_1=(x_{I1}, y_{I1})$ und $I_2=(x_{I2}, y_{I2})$ sowohl der Abstand

$$d(A_1A_2)=\sqrt{((x_{A2}-x_{A1})^2+(y_{A2}-y_{A1})^2)}, \text{ als auch der Abstand}$$

$$d(I_1I_2)=\sqrt{((x_{I2}-x_{I1})^2+(y_{I2}-y_{I1})^2)} \text{ von 0 N bis 120 N unverändert bleiben.}$$

Auf die gleiche Weise wurde die Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment verfolgt:

$$d(I_1A_1)=\sqrt{((x_{I1}-x_{A1})^2+(y_{I1}-y_{A1})^2)},$$

$$d(I_2A_2)=\sqrt{((x_{I2}-x_{A2})^2+(y_{I2}-y_{A2})^2)}.$$

Anhand der oben beschriebenen Formeln wurden alle Mikrobewegungen in Pixel ermittelt. Um die tatsächliche Mikrobewegung in Mikrometer zu bestimmen, wurden die berechneten Abstände aufgrund der vorgegebenen Kameraauflösung jeweils mit 0,71 multipliziert.

Abbildung 19 zeigt exemplarisch zwei Kameraaufnahmen aus der Straumann-Implantat / Straumann-Abutment-Probe. Das linke Bild wurde bei einer axialen Kraft von 0 N registriert, die rechte Aufnahme erfolgte bei 120 N. Die Referenzpunkte sind markiert und zur Veranschaulichung der stattgefundenen Mikrobewegung mit Linien verbunden.

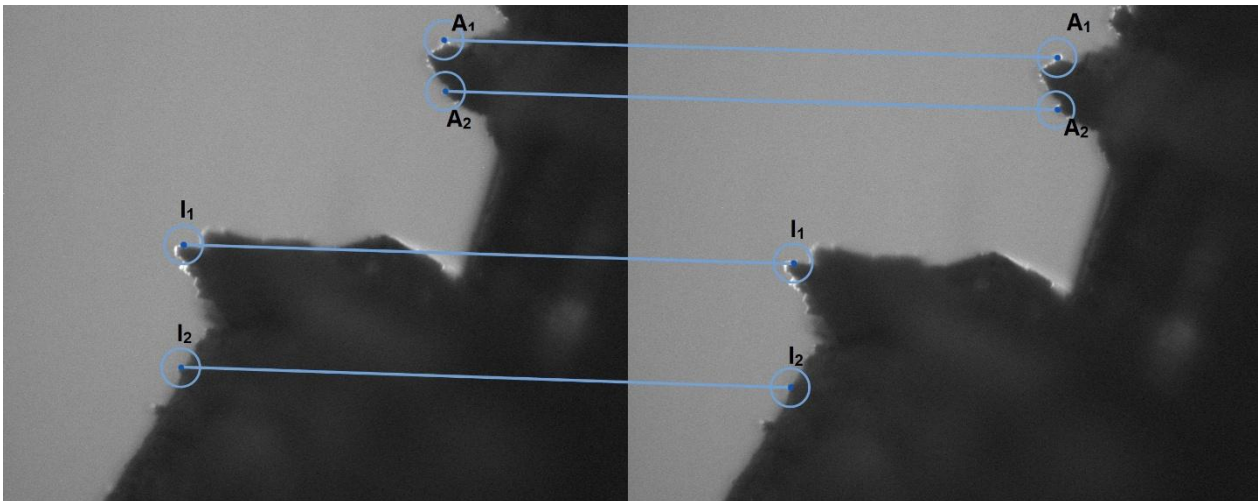


Abbildung 19: Zwei Kameraaufnahmen aus der Prüfserie SI-SA-2-3 (Straumann-Implantat mit Straumann-Abutment, Probe 2, Messung 3) bei 0 N (links) und 120 N (rechts). Jeweils zwei Referenzpunkte auf dem Abutment und zwei Punkte auf dem Implantat sind zum Anfang und zum Ende der Messung mit blauen Punkten markiert. Zur Veranschaulichung der stattgefundenen Mikrobewegung sind sie mit Linien verbunden. Unter der Belastung von 0 N bis 120 N ist deutlich eine Bewegung zu erkennen.

Anschließend wurden die Änderungen (Δ , Delta) aller ermittelten Abstände (ΔA_{21} , ΔI_{21} , ΔIA_1 , ΔIA_2) nach Beginn der Belastung kalkuliert und zur Visualisierung der stattgefundenen Bewegungen graphisch dargestellt. Die Abbildung 20 zeigt als Beispiel eine graphische Darstellung der anhand oben erwähnter Formeln ermittelten Werte einer der Straumann-Implantat / Nobel-Abutment-Proben.

Zur Zusammenfassung der Ergebnisse eines Probekörpers wurden im Anschluss Mittelwerte der Messungen jedes Probekörpers berechnet. Zum Vergleich der Abutments

verschiedener Anbieter wurden die Ergebnisse mittels eines t-Tests auf signifikante Unterschiede überprüft. Es wurde ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0,1$ angenommen.

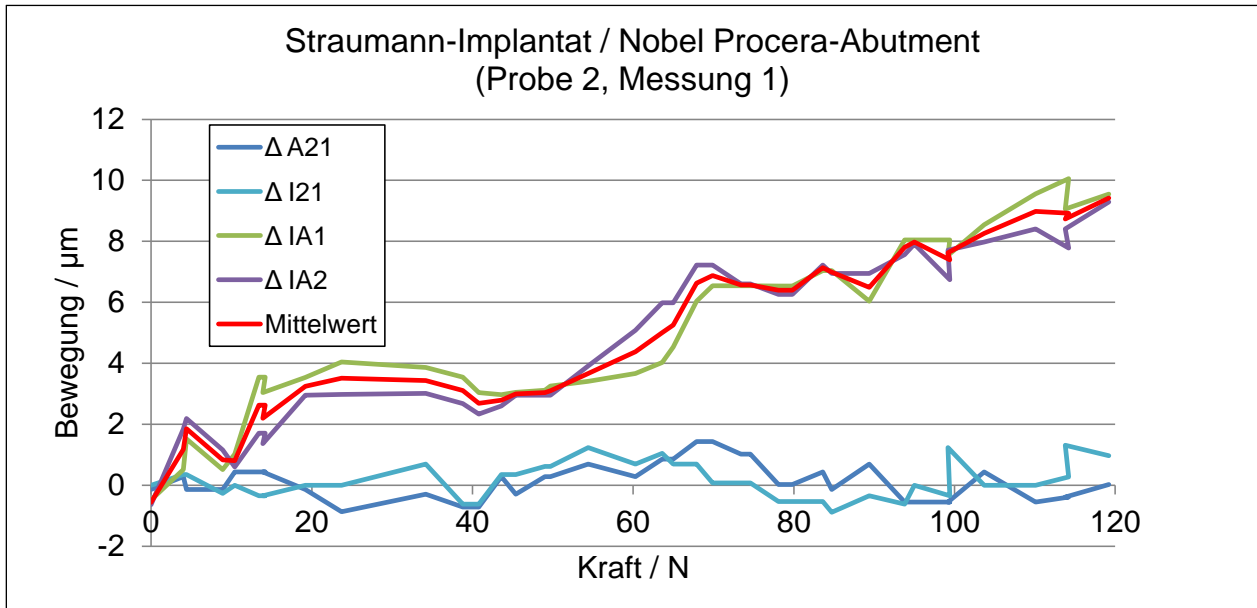


Abbildung 20: Graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer SI-NA-Probe (SI-NA-2-1; Straumann-Implantat mit Nobel-Abutment Probe 2, Messung 1). Die zwei blauen Linien zeigen die Änderung der Kontrollabstände $d(A_1, A_2)$, $d(I_1, I_2)$ und sollten über den gesamten Messverlauf nahe Null liegen. Die rote Linie bildet einen Mittelwert der Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment. Delta (Δ) steht für die Änderung des ermittelten Abstandes.

4. Ergebnisse

Nach Durchführung der Versuche erfolgte die Auswertung der ermittelten Daten. Tabellen 5, 6 und 7 bieten eine Übersicht der belasteten Systeme, der Bezeichnungen der Prüfkörper mit den getesteten Untersuchungsserien und der gespeicherten Bilderanzahl. Die Prüfkörper sind im Folgenden nach Materialkombinationen aufgeführt.

- Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM

Aus der folgenden Tabelle ist ersichtlich, dass für die Konfiguration Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM drei Prüfkörper vorbereitet wurden, die als SI-SA-1, SI-SA-2 und SI-SA-3 bezeichnet sind. Jeder Prüfkörper wurde mindestens fünf Mal belastet, so dass für die Auswertung jedes Prüfkörpers fünf auswertbare Messungen zur Verfügung standen.

Implantat-Abutment-Konfiguration	Prüfkörper	Untersuchungsserie	Bilderanzahl
Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM	SI-SA-1	SI-SA-1-1	87
		SI-SA-1-5	200
		SI-SA-1-6	199
		SI-SA-1-7	200
		SI-SA-1-8	201
	SI-SA-2	SI-SA-2-1	174
		SI-SA-2-2	156
		SI-SA-2-3	156
		SI-SA-2-4	155
		SI-SA-2-5	154
	SI-SA-3	SI-SA-3-1	186
		SI-SA-3-2	189
		SI-SA-3-3	174
		SI-SA-3-4	174
		SI-SA-3-5	187

Tabelle 5: Übersicht der Prüfkonfigurationen der Straumann-Implantate mit Straumann-Abutments (SI-SA). Die erste Ziffer bei der Untersuchungsserie zeigt die Nummer des Prüfkörpers. Die zweite Ziffer steht für die Nummer der Messung, wobei bei dem ersten Prüfkörper nicht jede Messung zu gebrauchen war, was man an nicht aufeinanderfolgenden Nummern erkennen kann. Pro Messung wurden insgesamt bis 201 Aufnahmen durch das Messsystem erfasst.

- Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis Copycat

Die folgende Tabelle ist eine Zusammenfassung für die Messungen der Konfiguration Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis Copycat. Drei vorbereitete Prüfkörper sind unter den Bezeichnungen SI-AA-1, SI-AA-2 und SI-AA-3 aufgeführt. Diese wurden durch den Hexapoden belastet. Mindestens fünf Messungen wurden bei jedem Prüfkörper durchgeführt. Messungen, die den Erfordernissen nicht entsprachen (zum Beispiel, wenn die maximale Kraft von 120 N nicht erreicht wurde), wurden verworfen. In der Spalte „Untersuchungsserie“ ist dies an nicht aufeinanderfolgenden Nummern zu erkennen.

Implantat-Abutment-Konfiguration	Prüfkörper	Untersuchungsserie	Bilderanzahl
Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis Copycat	SI-AA-1	SI-AA-1-2	174
		SI-AA-1-3	177
		SI-AA-1-4	177
		SI-AA-1-5	177
		SI-AA-1-6	177
	SI-AA-2	SI-AA-2-7	188
		SI-AA-2-8	188
		SI-AA-2-10	190
		SI-AA-2-11	191
		SI-AA-2-12	191
	SI-AA-3	SI-AA-3-13	185
		SI-AA-3-14	185
		SI-AA-3-15	187
		SI-AA-3-16	186
		SI-AA-3-17	185

Tabelle 6: Übersicht der Prüfkonfigurationen der Straumann-Implantate mit Astra Tech-Abutments (SI-AA). Die erste Ziffer bei der Untersuchungsserie zeigt die Nummer des Prüfkörpers. Die zweite Ziffer steht für die Nummer der Messung, wobei bei dem ersten und bei dem zweiten Prüfkörper nicht jede Messung zu gebrauchen war, was man an nicht aufeinanderfolgenden Nummern erkennen kann.

- Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Biocare Procera Copycat

Die Tabelle 7 zeigt eine Übersicht der Prüfkonfiguration Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Biocare Procera Copycat, für die ebenso drei Prüfkörper vorbereitet

wurden, die als SI-NA-1, SI-NA-2 und SI-NA-3 bezeichnet waren. Für die Auswertung dieser Konfiguration wurden für jeden Prüfkörper fünf Messungen benötigt, wobei bis 214 Aufnahmen pro Messung durch das Messsystem erfasst wurden.

Implantat-Abutment-Konfiguration	Prüfkörper	Untersuchungsserie	Bilderanzahl
Straumann Bone Level Implantat / Nobel Biocare Procera Copycat	SI-NA-1	SI-NA-1-1	199
		SI-NA-1-2	219
		SI-NA-1-3	204
		SI-NA-1-4	199
		SI-NA-1-5	173
	SI-NA-2	SI-NA-2-1	205
		SI-NA-2-2	209
		SI-NA-2-3	212
		SI-NA-2-4	213
		SI-NA-2-5	214
	SI-NA-3	SI-NA-3-1	167
		SI-NA-3-2	170
		SI-NA-3-3	171
		SI-NA-3-5	170
		SI-NA-3-6	171

Tabelle 7: Übersicht der Prüfkonfigurationen der Straumann-Implantate mit Nobel-Abutments (SI-NA). Die erste Ziffer bei der Untersuchungsserie zeigt die Nummer des Prüfkörpers. Die zweite Ziffer steht für die Nummer der Messung, wobei bei dem dritten Prüfkörper nicht jede Messung zu gebrauchen war, was man an nicht aufeinanderfolgenden Nummern erkennen kann.

Im Folgenden werden alle Systeme einzeln vorgestellt. Für die anschauliche Darstellung wird für jede Prüfkörperserie in dieser Studie die folgende Präsentation gewählt:

- Mittelwert einer Messung eines Prüfkörpers aus den Änderungen (Δ , Delta) der Abstände $d(l_1, A_1)$ und $d(l_2, A_2)$ sowie Änderung (Δ , Delta) der Kontrollabstände $d(A_1, A_2)$ und $d(l_1, l_2)$ analog zu Abbildung 21,
- Berechnete Mittelwerte aller fünf Messungen für jeden einzelnen Prüfkörper und der daraus resultierende Mittelwert innerhalb dieser Probe für die Belastung 0 N bis 120 N.

Anschließend werden alle Ergebnisse der drei Abutmentsysteme miteinander verglichen und mittels t-Tests auf signifikante Unterschiede überprüft.

4.1 Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM

Bei der Betrachtung einzelner Messungen der Konfiguration Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM sind Relativbewegungen der Implantate und Abutments zwischen $1,0\ \mu\text{m}$ und $5,5\ \mu\text{m}$ zu erkennen. Die Kontrollabstände sowohl von Implantaten $d(I_1, I_2)$, als auch von Abutments $d(A_1, A_2)$ blieben nahe $0\ \mu\text{m}$ und bewegten sich im Bereich von $0\ \mu\text{m}$ bis $1,5\ \mu\text{m}$. Der maximale Abstand bei dem Abutment $d(A_1, A_2)$ betrug dabei nur bei der ersten Messung der zweiten Probe einmalig $2,5\ \mu\text{m}$. Das liegt an einer fehlerhaften Auswertung durch unzureichende Erkennung der Referenzpunkte auf den Schwarz-Weiß-Aufnahmen. Im Ganzen zeigten alle drei Proben keine große Streuung der Ergebnisse, im Laufe der mechanischen Belastung und Registrierung der Kraft mit dem 3D-Kraft/Drehmoment-Sensor ist ein gleicher Verlauf der Mikrobewegungen von $0\ \text{N}$ bis $120\ \text{N}$ zu beobachten.

Bei der Implantat-Abutment-Verbindung der Straumann-Implantat / Straumann CAD/CAM-Abutment-Proben ist der Mikropalt auf den Aufnahmen der CCD-Kamera nicht zu sehen. Abbildung 21 zeigt eine Aufnahme der Referenz SI-SA-3-4 (Probe 3, Messung 4) bei $0\ \text{N}$ (links) und ein Bild der gleichen Messung bei $120\ \text{N}$ (rechts), wo die Änderung der Implantat-Abutment-Systemposition deutlich zu erkennen ist. Die Farbmarkierungen auf dem Implantat und Abutment, die extra für die Verfolgung der Mikrobewegung angebracht wurden, liegen auf der rechten Seite deutlich tiefer als auf der linken Hälfte der Abbildung. Dabei blieb die CCD-Kamera während der ganzen Messung auf einem Punkt ohne jegliche Bewegung fixiert. Auf der Abbildung 22 ist exemplarisch eine graphische Darstellung einer Messung (Probe 3) mit relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments und dem resultierenden Mittelwert zu sehen. Im Weiteren sind alle Relativbewegungen für jede Probe mit jeweils resultierendem Mittelwert dargestellt. Die Relativbewegungen bei maximaler Belastung von $120\ \text{N}$ liegen zwischen $1,6\ \mu\text{m}$ und $5,0\ \mu\text{m}$ (siehe Abbildungen 23, 24, 25). Die Mittelwerte für die Probe 1, Probe 2, Probe 3 betragen bei maximaler Belastung von $120\ \text{N}$ jeweils $3,1\ \mu\text{m}$, $2,5\ \mu\text{m}$ und $4,3\ \mu\text{m}$. Die Mittelwerte einzelner Messungen sind in Abbildungen 23, 24 und 25 in blauen und grauen Farbtönen dargestellt. Die grüne Linie kennzeichnet den resultierenden Mittelwert für die dargestellte Probe. Die Abszissenachse gibt die Kraft in N an, auf der Ordinatenachse kann man die Mikrobewegung in μm ablesen.

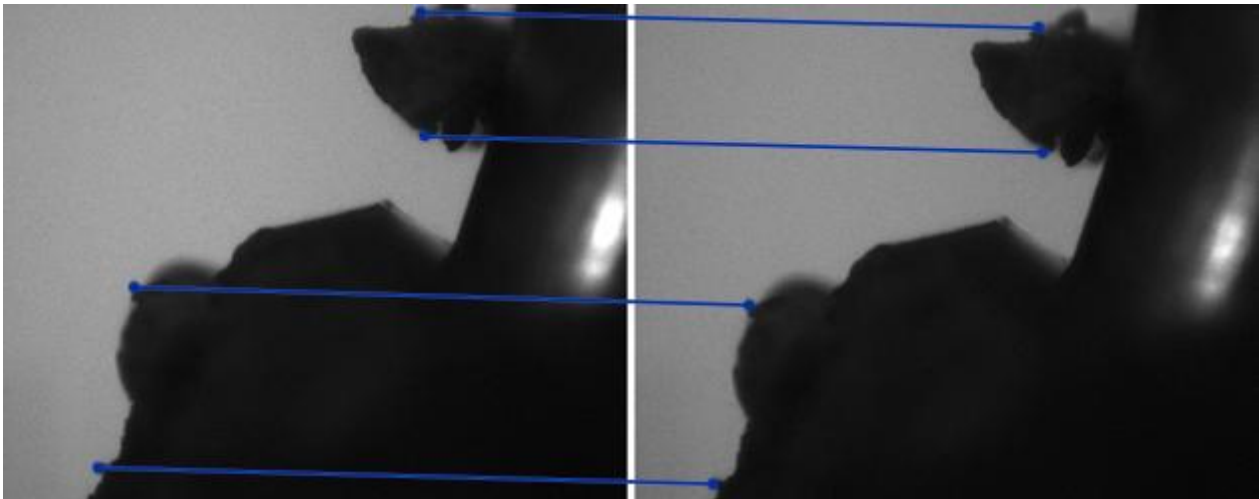


Abbildung 21: Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit Straumann CAD-/CAM-Abutment (Probe 3, Messung 4) bei 0 N (links) und 120 N (rechts). Die Farbmarkierungen auf dem Abutment und Implantat liegen deutlich tiefer auf der rechten Seite der Abbildung, wobei die CCD-Kamera während der ganzen Messung auf einem Punkt fixiert blieb.

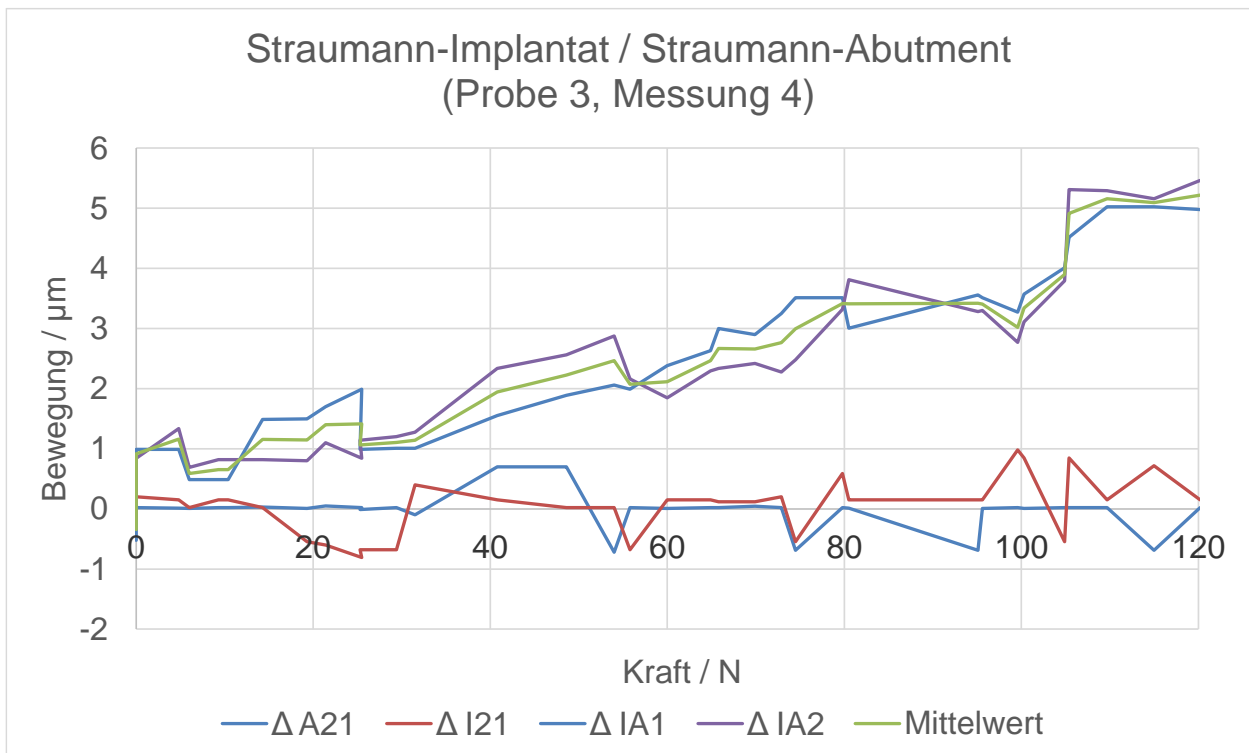


Abbildung 22: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen.

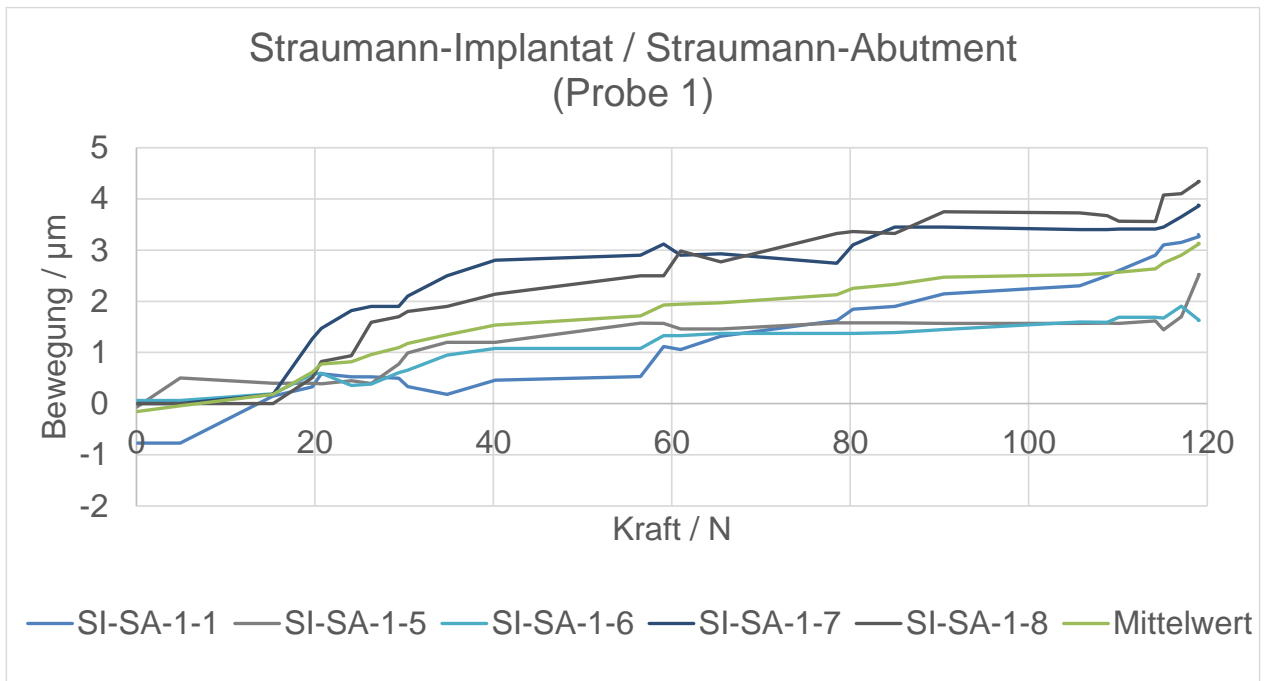


Abbildung 23: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 1.

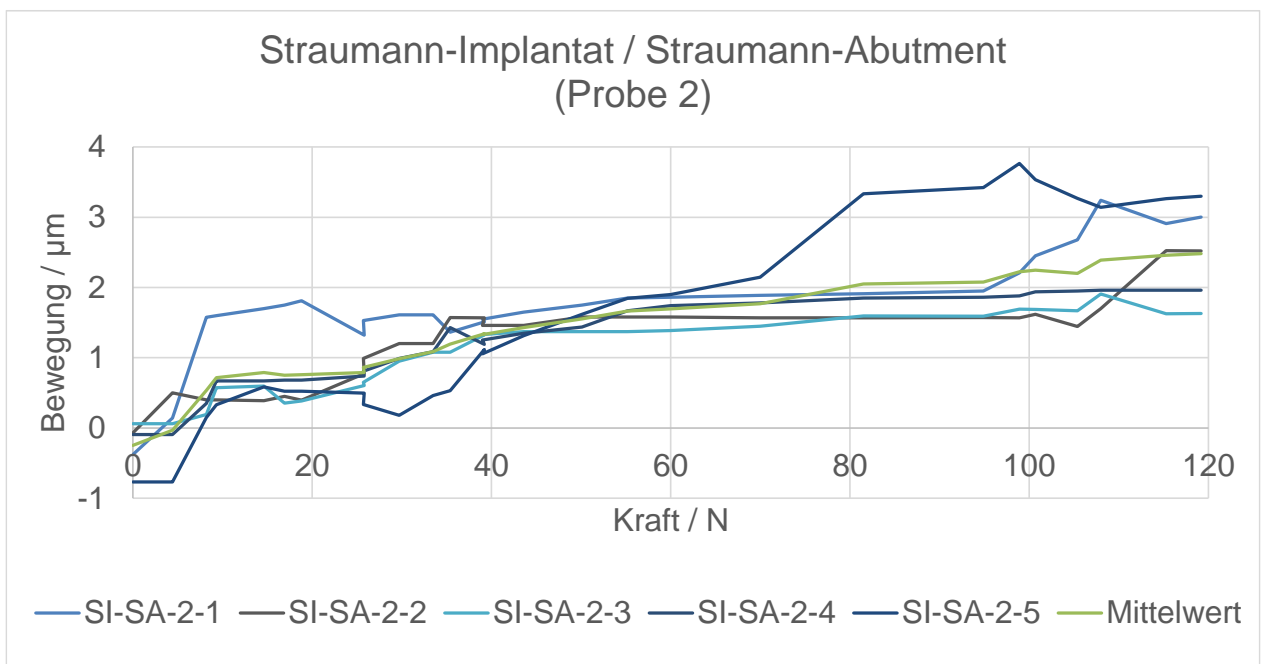


Abbildung 24: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 2.

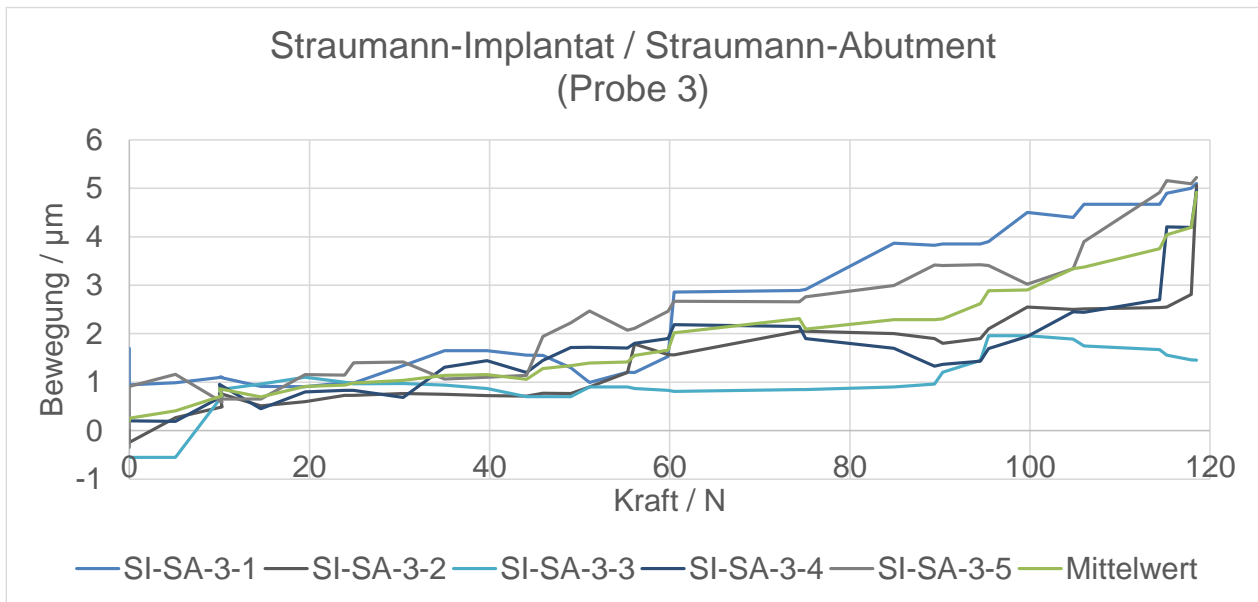


Abbildung 25: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 3.

4.2 Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Biocare Procera Copycat

Im Folgenden sind die Ergebnisse der Auswertung der Messungen der Nobel Biocare Abutments dargestellt. Abbildung 26 zeigt eine Aufnahme der Probe 2 bei 0 N (links) und ein Bild der gleichen Messung bei 120 N (rechts).

Die einzelnen Messungen dieser Konfiguration zeigten eine größere Streuung der Ergebnisse als die der Konfiguration von Straumann Bone Level-Implantat / Straumann Cares CAD/CAM. Die Relativbewegungen der Implantate und Abutments liegen bei maximaler Belastung zwischen 1,2 µm und 6,0 µm. Die Kontrollabstände sowohl von Implantaten $d(I_1, I_2)$, als auch von Abutments $d(A_1, A_2)$ blieben bei allen Messungen nahe 0 µm und zeigten damit die kleinste Änderung (Δ , Delta) von drei untersuchten Kombinationen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass alle drei Proben einen ähnlichen Verlauf der Mikrobewegungen im Laufe der mechanischen Belastung von 0 N bis 120 N hatten: Es lag immer eine Messung vor, bei der die Relativbewegung einen auffällig großen Wert erreichte. Bei Probe 1 handelte es sich dabei um Messung 1, die einen Wert von 6,0 µm erreichte und eine Änderung von 4,5 µm bis 6,0 µm bei der Belastung im Bereich von 80 N bis 100 N zeigt. Probe 2 fiel ebenso Messung 1 auf, die eine Relativbewegung von 6,0 µm erreichte, mit der stärksten Änderung des Wertes im Bereich

von 70 bis 90 N. Die Mikrobewegung stieg dabei von 4,5 μm auf 8,0 μm an. Probe 3, Messung 1 zeigte dagegen eine starke Änderung der Relativbewegung schon im Bereich von 0 bis 20 N und erreichte einen Wert von 5 μm bei der maximalen Belastung von 120 N. Im Übrigen lagen die Mikrobewegungen aller anderen Messungen mit einem gleichmäßigen Verlauf im Laufe der ganzen mechanischen Last im Bereich von 1,2 μm bis 3,0 μm .

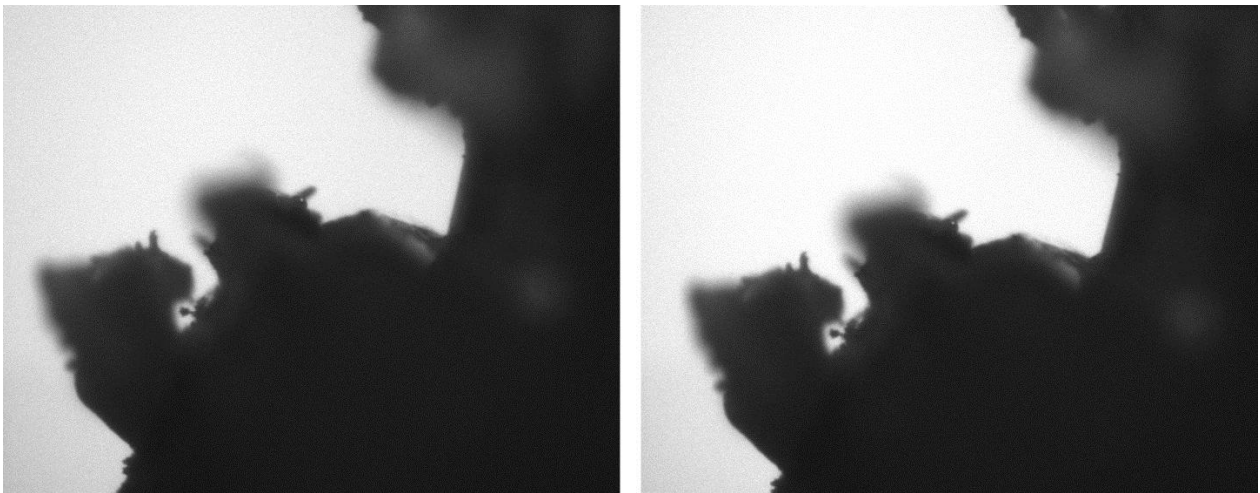


Abbildung 26: Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit Nobel Procera-Abutment (Probe 2, Messung 1) bei 0 N (links) und 120 N (rechts).

In Abbildung 27 ist exemplarisch eine graphische Darstellung einer Messung (Probe 1, Messung 1) mit dem resultierenden Mittelwert für die relative Mikrobewegung von 6,1 μm zu sehen, wobei die einzelnen relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments ($\Delta IA1$, $\Delta IA2$) in der dargestellten Messung 5,9 μm und 6,3 μm betragen. Die Änderung der Kontrollabstände ($\Delta A21$, $\Delta I21$) lag zwischen 1,0 μm und -1,0 μm . Im Weiteren sind alle Relativbewegungen für jede Probe mit jeweils resultierendem Mittelwert dargestellt. Die Relativbewegung bei maximaler Belastung von 120 N lag zwischen 2,2 μm und 6,0 μm (siehe Abbildungen 28, 29, 30). Die Mittelwerte einzelner Messungen sind in blauen und grauen Farbtönen dargestellt. Die grüne Linie kennzeichnet den resultierenden Mittelwert. Die Mittelwerte für Probe 1, Probe 2, Probe 3 betragen jeweils 2,5 μm , 4,0 μm und 2,7 μm bei einer mechanischen Last von 120 N.

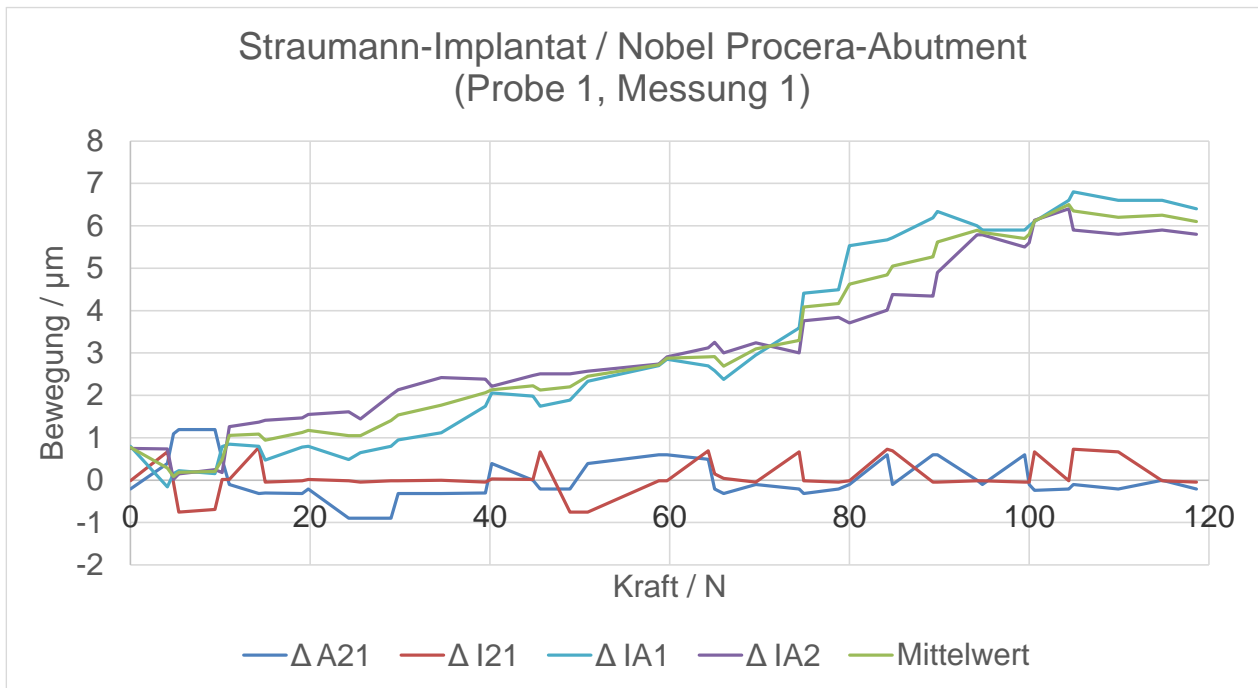


Abbildung 27: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen.

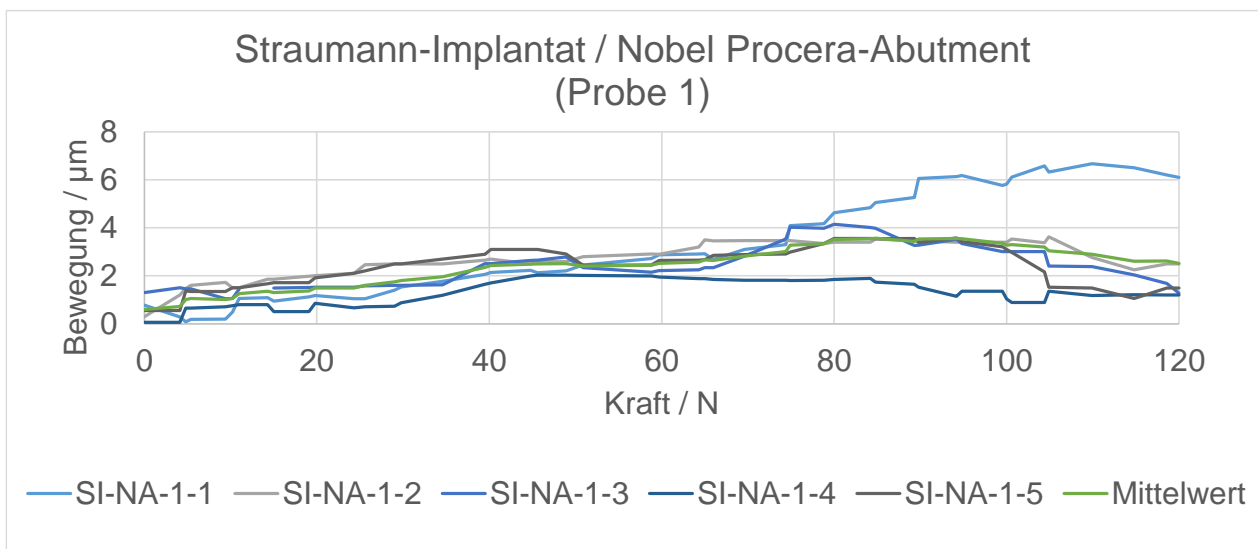


Abbildung 28: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 1.

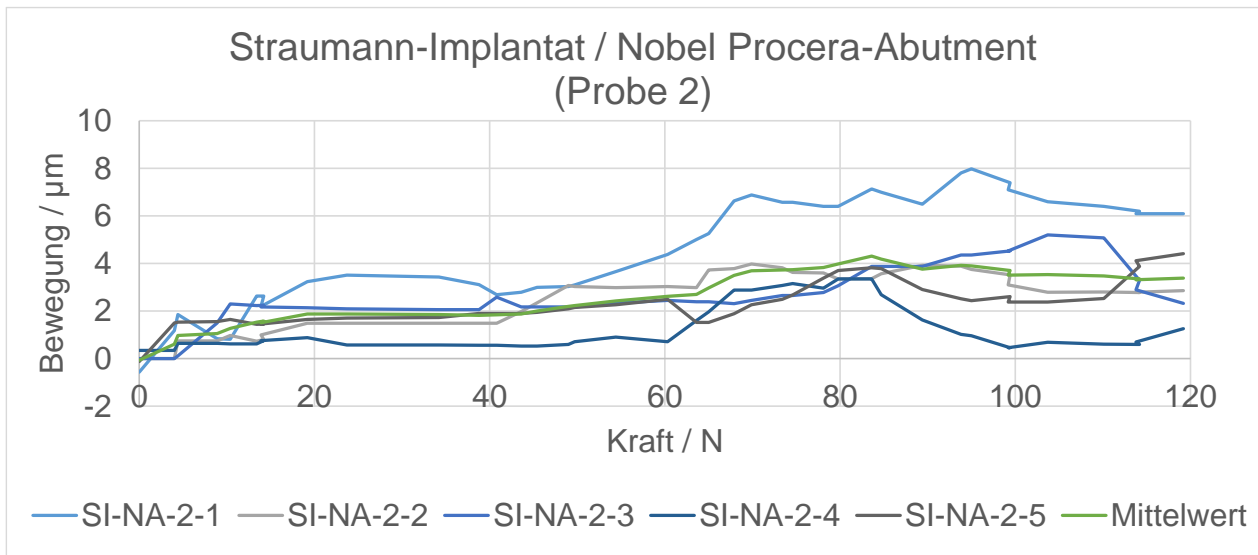


Abbildung 29: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 2.

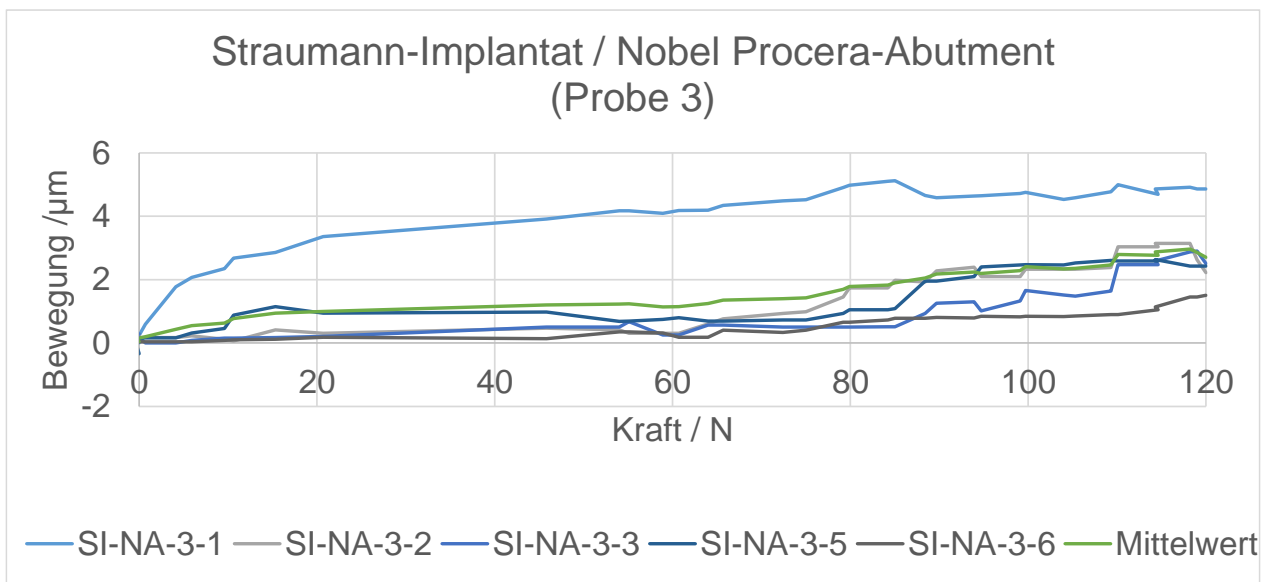


Abbildung 30: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 3.

4.3 Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis Copycat

Das Implantat-Abutment-System mit dem CAD/CAM-Abutment der Firma AstraTech Atlantis wies eine Relativbewegung von 2,1 μm bis 9,1 μm bei maximaler Belastung von

120 N auf. Der entsprechende Mikrospalt ist somit nicht auf dem Bild zu erkennen (siehe Abbildung 31). Die Abbildung 31 zeigt eine Aufnahme der Probe 3 bei 0 N (links) und ein Bild der gleichen Messung bei 120 N (rechts). In Abbildung 32 ist exemplarisch eine graphische Darstellung einer Messung (Probe 2) mit dem resultierenden Mittelwert zu sehen. Die einzelnen Messungen dieser Kombination zeigten eine große Streuung und lieferten Werte für die Mikrobewegung der Implantate und Abutments ($\Delta IA1$, $\Delta IA2$) zwischen $2,5 \mu\text{m}$ und $9,0 \mu\text{m}$, wobei die Änderung der Kontrollabstände ($\Delta A21$, $\Delta I21$) in einem konstanten Bereich von $-1,5 \mu\text{m}$ bis $0,7 \mu\text{m}$ schwankt.

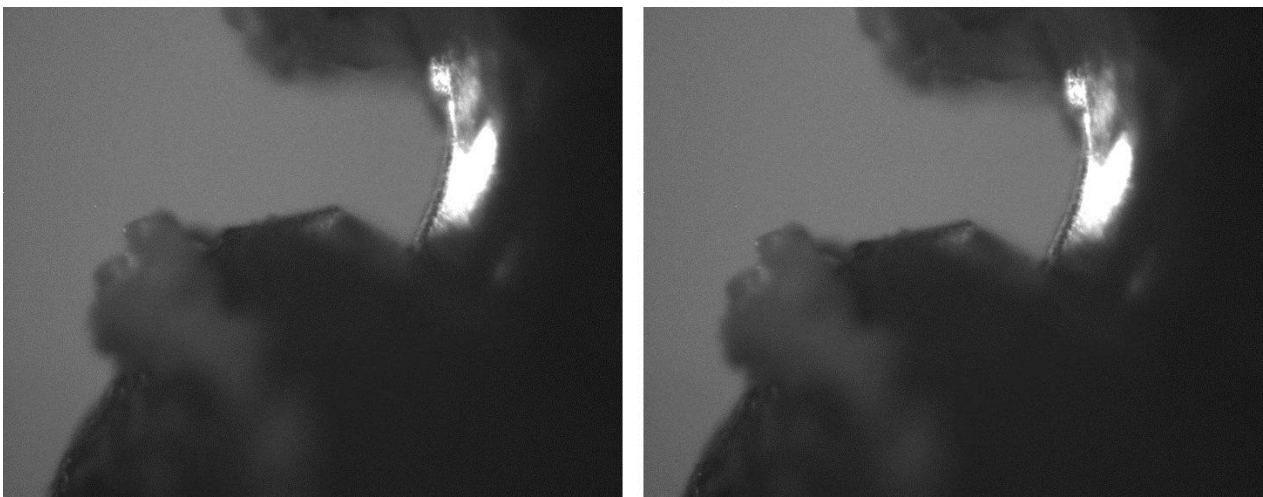


Abbildung 31: Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit AstraTech Atlantis-Abutment (Probe 3, Messung 13) bei 0 N (links) und 120 N (rechts) Probe 3, Messung 13.

Im Weiteren sind alle Relativbewegungen für jede Probe mit jeweils resultierendem Mittelwert dargestellt (siehe Abbildungen 33, 34, 35). Die Mittelwerte für die Probe 1, Probe 2 und Probe 3 betragen bei einer Kraft von 120 N jeweils $3,2 \mu\text{m}$, $4,3 \mu\text{m}$ und $6,5 \mu\text{m}$. Die Mittelwerte einzelner Messungen sind in blauen und grauen Farbtönen dargestellt. Die grüne Linie kennzeichnet für die dargestellte Probe den resultierenden Mittelwert. Die Proben zeigten keinen einheitlichen Verlauf. Bei der Probe 1 lässt sich ein Maximalwert von $4,5 \mu\text{m}$ feststellen, wobei Proben 2 und 3 einen Maximalwert von $9,0 \mu\text{m}$ erreichten.

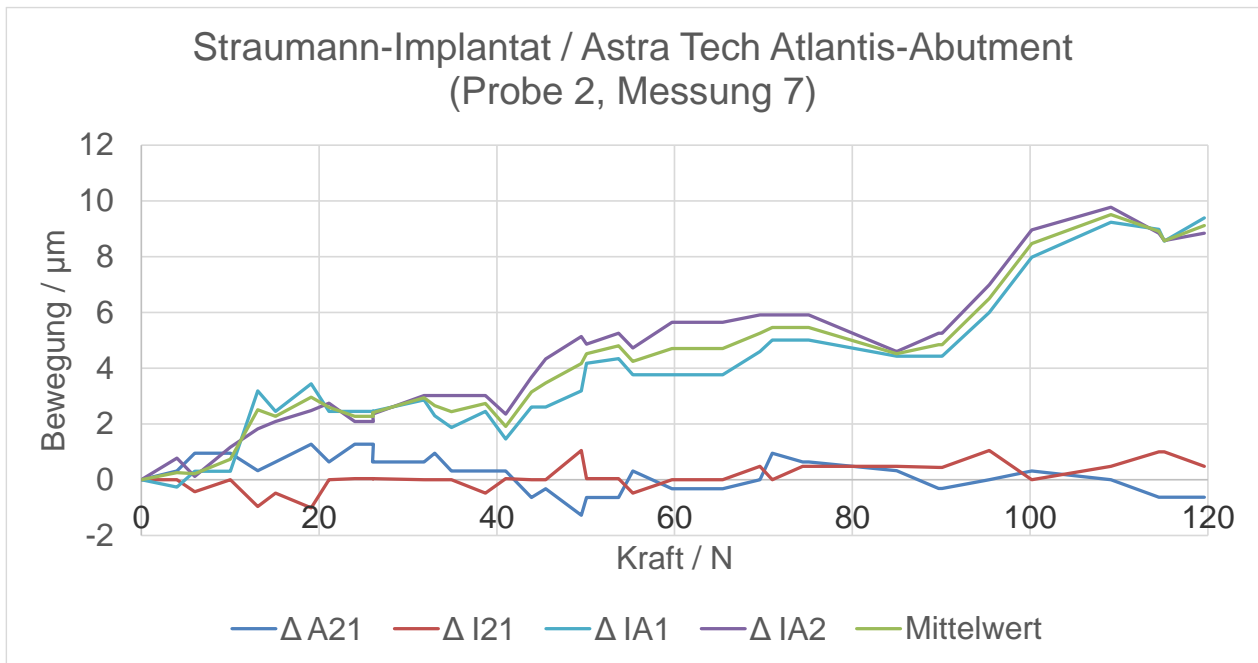


Abbildung 32: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen.

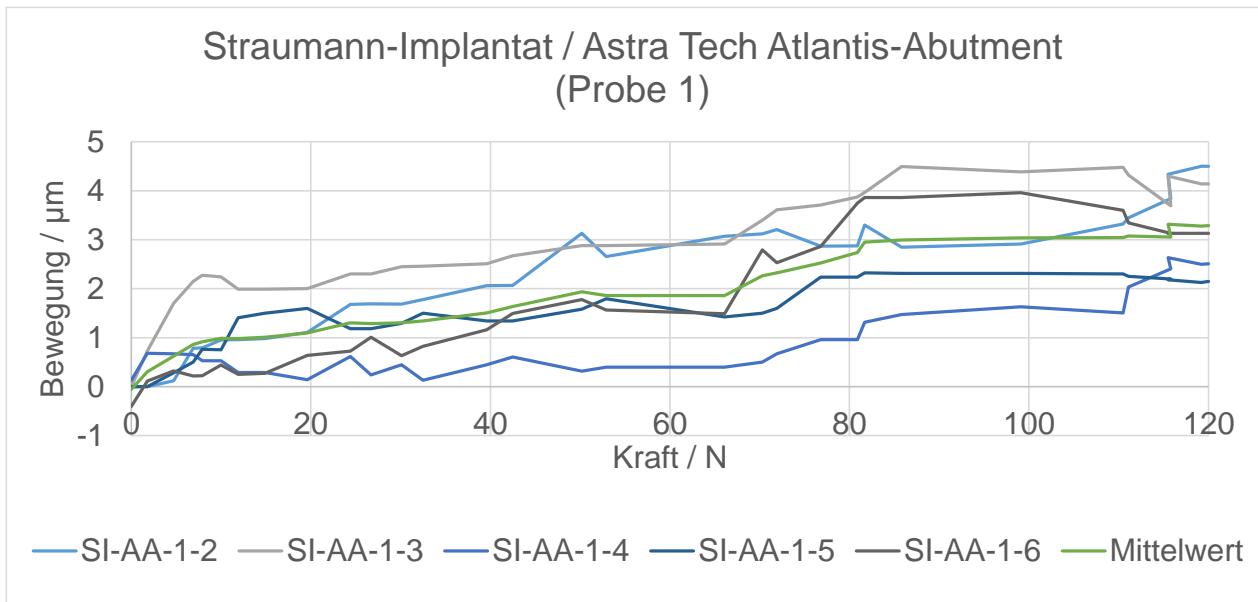


Abbildung 33: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 1.

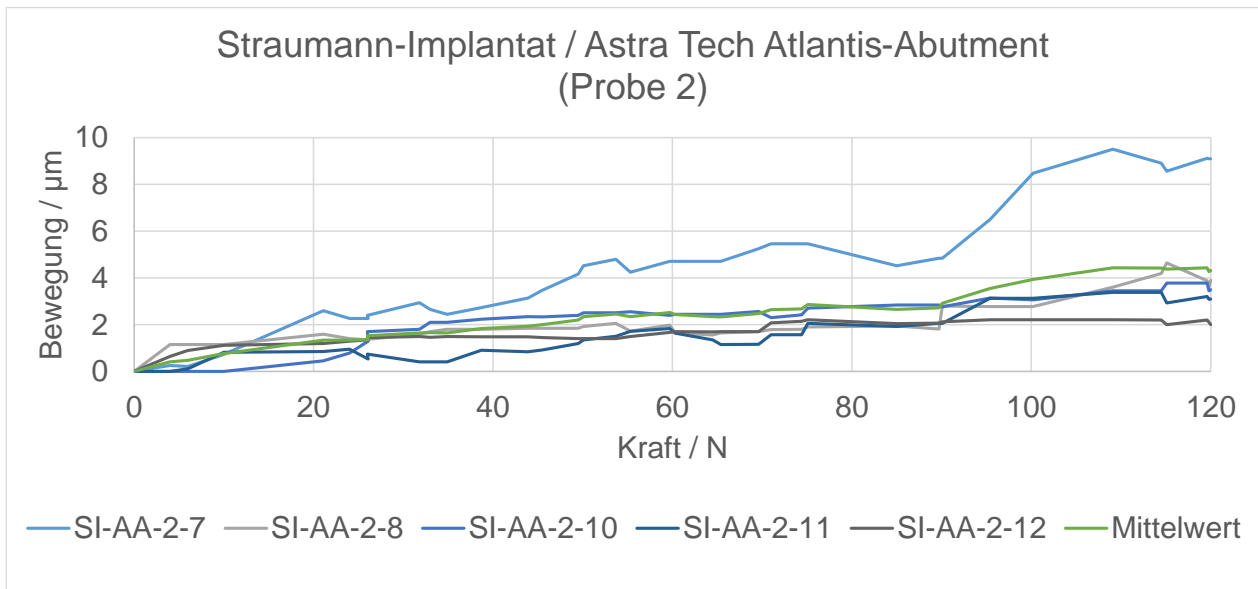


Abbildung 34: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 2.

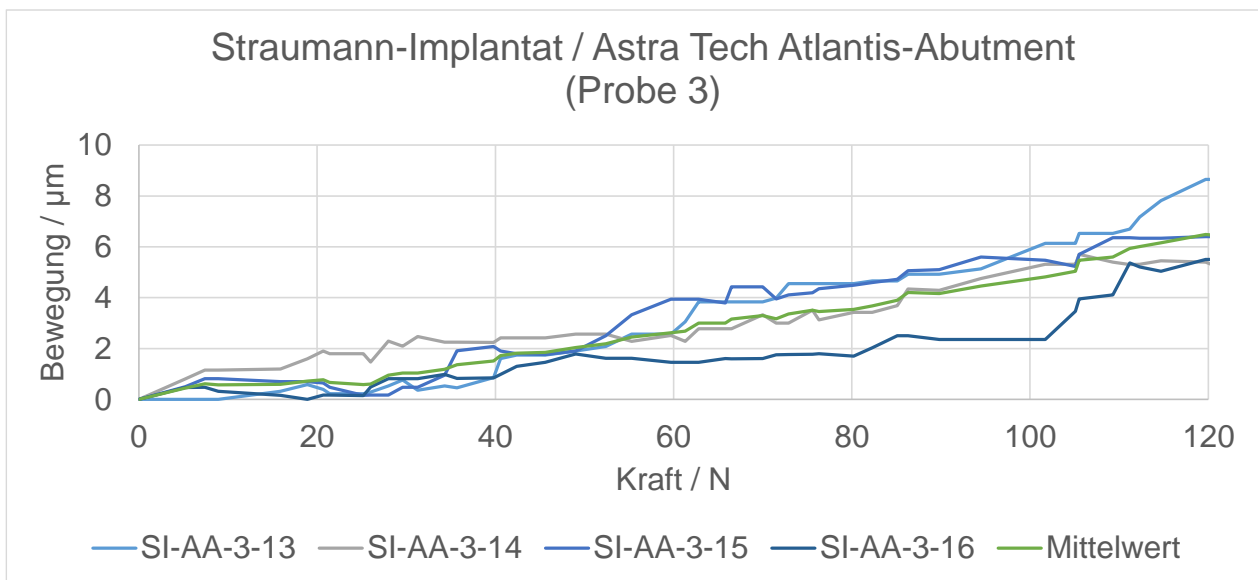


Abbildung 35: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 3.

4.4 Gegenüberstellung aller Konfigurationen und statistische Analyse

Alle Prüfkonfigurationen zeigten eine Relativbewegung, obwohl keine direkte Spaltbildung auf den Aufnahmen zu erkennen war. Abbildung 36 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen der Mikrobewegungen bei Belastung mit 120 N. Bei der Implantat-Abutment-Verbindung der Straumann-Implantat / Straumann CAD/CAM-Abutment-Proben ist die kleinste Relativbewegung zu erkennen, wobei sich dieser Unterschied dadurch erklären lässt, dass aus patentrechtlichen Gründen die individuell hergestellten CAD/CAM-Abutments von Nobel und Astra eine abgeänderte geometrische Form besitzen, da sie keine Originalprodukte der Firma Straumann sind.

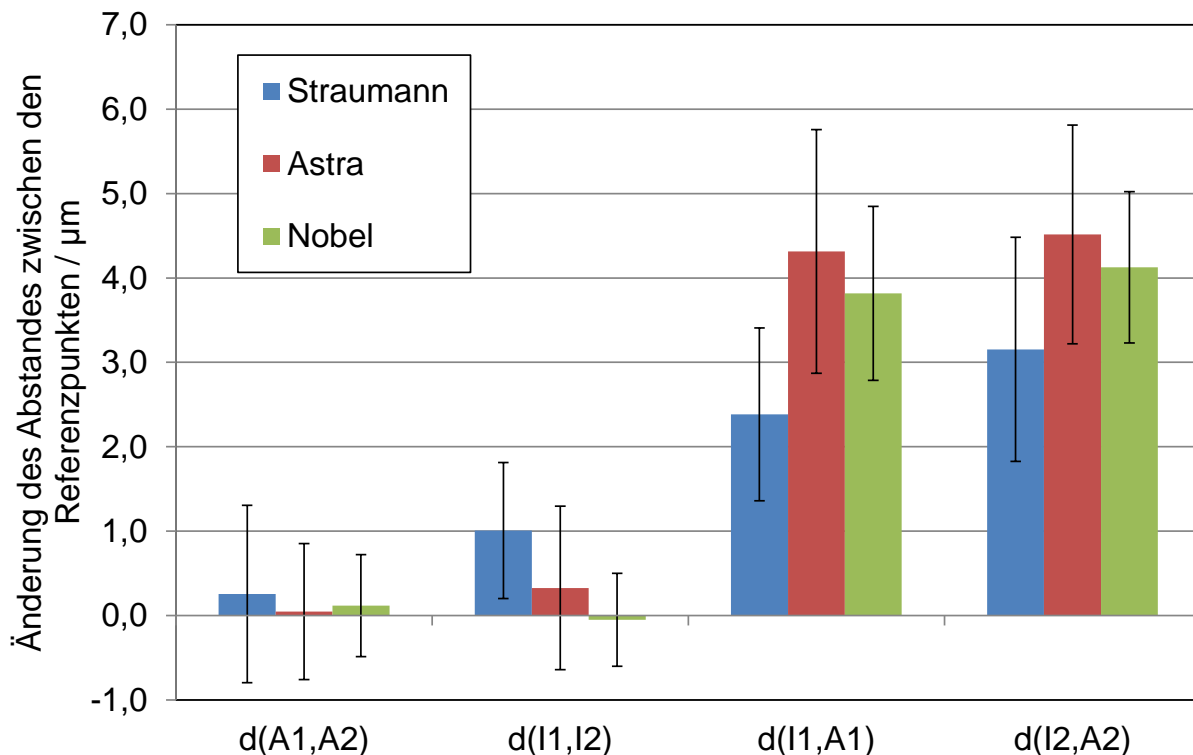


Abbildung 36: Ergebnisse der drei Implantatsysteme: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegung bei der Maximalkraft von 120 N. Die Änderung der Kontrollabstände ist durch $d(A_1, A_2)$ und $d(I_1, I_2)$ repräsentiert. Die anderen Balkendiagramme $d(I_1, A_1)$ und $d(I_2, A_2)$ zeigen die Relativbewegung zwischen den Implantaten und Abutments.

Die ermittelten Abstände zwischen den Referenzpunkten zeigen, dass die höchste Relativbewegung bei einer Belastung von 120 N beim AstraTech Atlantis-System mit 4,4 µm

festzustellen war, wobei der Abstand zwischen den Punkten I_1 und A_1 $4,3 \mu\text{m}$ und der Abstand zwischen den Punkten I_2 und A_2 $4,5 \mu\text{m}$ betrug. Dieses System wird von dem Nobel Biocare Procera-System mit $3,9 \mu\text{m}$ gefolgt, wo die Abstände $d(I_1, A_1)$ $3,8 \mu\text{m}$ und $d(I_2, A_2)$ $4,1 \mu\text{m}$ betragen. Das Straumann-System zeigte eine Mikrobewegung von $2,8 \mu\text{m}$ mit den Abständen zwischen den Referenzpunkten $d(I_1, A_1)$ von $2,4 \mu\text{m}$ und $d(I_2, A_2)$ von $3,2 \mu\text{m}$. Die Fehlerbalken der Standardabweichung sehen bei allen Systemen ungefähr gleich aus. Dies wird aber nochmals anhand der Tabelle 8 verdeutlicht. Diese stellt die Ergebnisse eines t-Tests dar. Auf einem Signifikanzniveau von 0,1 unterschieden sich weder AstraTech Atlantis-System noch Nobel Biocare Procera-System von dem Straumann-System signifikant. Dagegen unterschied sich die Mikrobeweglichkeit der AstraTech Atlantis-Abutments signifikant von der der Nobel Biocare Procera-Abutments.

	Straumann	Astra	Nobel
Straumann		-	-
Astra			s
Nobel			

Tabelle 8: Paarweiser Vergleich der Mikrobeweglichkeit aller Prüfkörper mittels t-Tests. „S“ steht für einen statistisch signifikanten Unterschied der Prüfkombinationen auf einem Signifikanzniveau von 0,1. Die Kombinationen, die keinen signifikanten Unterschied aufwiesen, sind mit „-“ markiert.

5. Diskussion

Durch gestiegene Anforderungen der Patienten an die zahnärztliche Ästhetik und Qualität und den damit einhergehenden Versuchen der prothetischen Technologie diesen Erfordernissen Rechnung zu tragen, gehören Abutments für implantatgetragene Restaurationen zu den dentalen Komponenten, die häufigen Veränderungen unterzogen werden. Heutzutage werden zunehmend CAD/CAM-Technologien zur Abutmentproduktion eingesetzt. Im Gegensatz zu konventionellen Abutments werden CAD/CAM-Abutments individuell gestalten, dadurch können die anatomischen, funktionellen und ästhetischen Erfordernisse von Patienten berücksichtigt. Patientenbezogen gefräste Abutments lassen sich an die geplante Geometrie der definitiven Zahnversorgung anpassen, somit stellt der Übergang vom kreisrunden Implantat zur ovalen Krone kein Problem dar. Die mesio-distale und oro-vestibuläre Form, aber auch Implantat-Abutment-Angulation lassen sich genauso individuell gestalten, was intraoral für optimale biomechanische Kraftverteilung und stabiles Implantat-Abutment-Interface sorgt. Ein präzise hergestellter Implantat-Abutment-Übergang erschwert durch seinen dichten Gingivaabschluss Anlagerung von Biofilmen und damit die Entstehung einer Periimplantitis. Zahnlosigkeit führt zu Kieferatrophy, wobei der Kieferkamm nach der Freilegung fast nie gerade verläuft. Bei Insertion der konventionellen Abutments heißt das oft – Knochen wegfräsen. Solche Praxisfälle lassen sich schnell mit CAD/CAM-Abutments beherrschen. Dadurch wird eine ästhetische Gestaltung des Emergenzprofils ermöglicht. Individuell hergestellte Abutments werden auf geplante Zahnversorgung bezogen mit Hilfe einer Software gestalten und gefräst, was späteres Bearbeiten, wie bei einem konventionellen Abutment überflüssig macht. Das ist vorteilhaft nicht nur weil Materialmindeststärken und Gestaltung der Abutmentgeometrie eingehalten werden, sondern weil besonders bei Zirkoniumdioxid-Abutments durch fehlendes Nacharbeiten Materialschäden verhindert werden. Leider existieren nur spärliche Daten zur Beurteilung der Stabilität von auf dem Markt erhältlichen Komponenten, sowohl bezüglich proprietärer Produkte als auch von Drittunternehmen. In Studien wurde bereits die Passform von Implantaten und CAD/CAM-Abutments radiologisch ohne mechanische Belastung untersucht (Apicella et al., 2010; Hamilton et al., 2013). Mikrobewegungen zwischen Implantaten und konventionellen Abutments waren ebenfalls bereits Gegenstand der Forschung (Rack et al., 2010) und auch die Passgenauigkeit von keramischen CAD/CAM-Abutments wurde in Studien ge-

testet (Torabi Ardekani et al., 2012). Insgesamt aber sind die in der Literatur beschriebenen In-vitro-Studien sehr knapp und allgemein den Flachverbindungen gewidmet, bei denen der Mikropalt direkt sichtbar ist (Coelho et al., 2007; Tsuge et al., 2008).

Obwohl CAD/CAM-Technologie und CAD/CAM-Abutments im dentalen Bereich relativ neu sind und randomisierte klinische Langzeitstudien zu ihrer Bewährung über einen Zeitraum von mindestens fünf Jahren noch ausstehen, werden individuell hergestellte Abutments aufgrund ihrer vorteilhaften Eigenschaften von vielen Herstellern angeboten. Das sind zum Beispiel Atlantis-, Astra Tech-, Straumann- und Nobel CAD/CAM-Abutments. Wegen schnell fortschreitenden Entwicklungen der individuell hergestellten Abutments sind Vergleichsstudien zwischen individuellen und konfektionierten Abutments in der wissenschaftlichen Literatur noch spärlich, trotzdem sind sie für die prothetische Versorgung im dentalen Bereich in Deutschland zugelassen und werden in vielen Zahnarztpraxen eingesetzt. Infolgedessen ist die Patientenaufklärung bezüglich Eigenschaften, Materialien und relativ geringerer Anzahl der Studien wichtig.

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde die Stabilität und Relativbewegungen von CAD/CAM-Titanabutments zweier Drittunternehmen unter einer Kraftbelastung bis zu 120 N im Vergleich zu konventionellen proprietären CAD/CAM-Titanabutments analysiert. Alle getesteten Systeme wiesen eine Konusverbindung auf. Der Zweck dieser Studie bestand darin, die In-vitro-Visualisierung einer möglichen Relativbewegung an der Implantat-Abutment-Schnittstelle mit konischer Verbindung und CAD/CAM-Abutments darzustellen.

5.1 Diskussion der Methode

Übliche Verfahren, mit denen Mikropalte nach zyklischer Kraftbelastung von Implantat-Abutment-Verbindungen geprüft werden, sind Rasterelektronenmikroskopie, optische Mikroskopie, Laser-Scanning-Mikroskopie oder theoretische Ansätze der Finite-Elemente-Modellierung, beispielsweise in den Untersuchungen von Tsuge et al. (2008), Coelho et al. (2007) und Hecker et al. (2006). Ein Verfahren zur Verdeutlichung des Mikropaltes in der Implantat-Abutment-Verbindung ist die Verwendung von Mikrofokusröntgenröhren für Röntgenaufnahmen von in Vitro untersuchten Prüfkörpern. Es wurden beispielweise mit Hilfe dieses Verfahrens Systeme mit Flachverbindungen erforscht, bei denen ein Mikropalt im Implantat-Abutment-Interface sichtbar war (Zipprich et al.,

2007). In der von Zipprich durchgeführten In-vitro-Studie konnte in den untersuchten konischen Implantat-Abutment-Verbindungen kein Spalt beobachtet werden (siehe Abbildung 37). Aufgrund dessen wurde angenommen, dass Konusverbindungen keinen Spalt aufweisen (Zipprich et al., 2007).

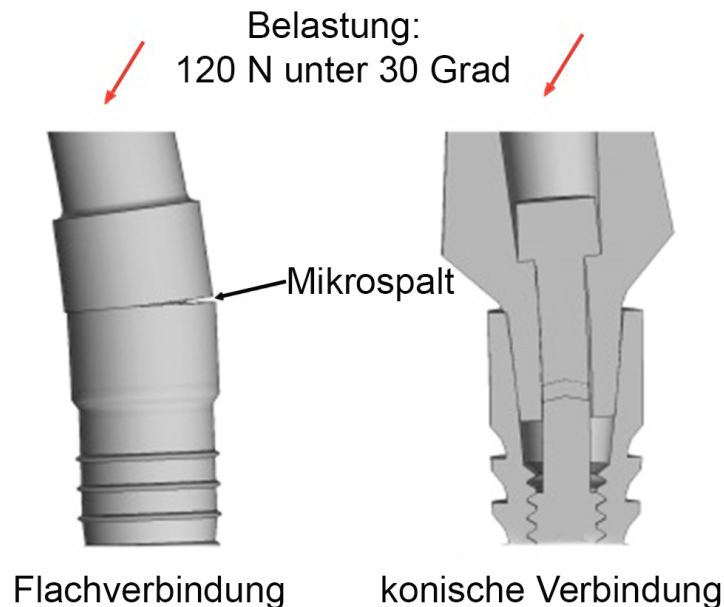


Abbildung 37: Vergleich einer Flachverbindung und einer konischen Verbindung bei einer Belastung von 120 N (Dentalmagazin, 2013). Bei der Flachverbindung entsteht ein Mikrospalt, bei der Konusverbindung offenbar nicht. Die Verformung ist stark vergrößert.

Für eine direkte Erfassung des Mikrospaltes in Konusverbindungen hat sich die CCD-Kamera als ungeeignet erwiesen. Trotz der sehr hohen Auflösung dieser Kameras können sie nur eine Aufsicht des Übergangs zwischen Implantat und Abutment zeigen. Der Mikrospalt wäre in der konischen Implantat-Abutment-Verbindung aufgrund der Geometrie aber im Inneren des Implantates, genauer gesagt zwischen der inneren Wand des Implantates und der Außenwand des externen Sechskantes des Abutments zu finden. Zum besseren Verständnis ist der mögliche Spalt einer Konusverbindung in Abbildung 38 dargestellt.

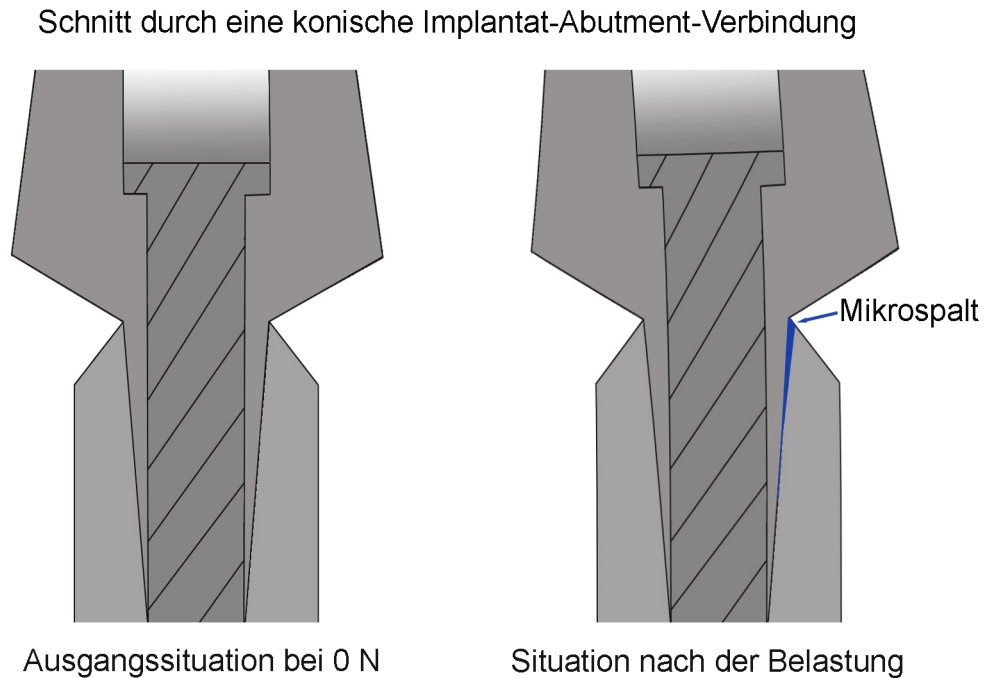


Abbildung 38: Schematische Darstellung einer Konusverbindung mit dem Implantat-Abutment-Spalt. Der Spalt wäre nicht sichtbar, durch das Abutment verdeckt.

Aufgrund des oben beschriebenen Nachteils in dieser Methodik kann das Auswertungsverfahren der Spaltbildung bei den Konusverbindungen nur mittels Herleitung der Relativbewegung erfolgen. Eine konventionelle Radiographie ist ebenso nicht in der Lage einen Mikrospalt in der konischen Implantat-Aufbau-Verbindung zu bewerten. Dies ist durch den Umstand begründet, dass diese Röntgenstrahlen Beschränkungen in der Auflösung und im Kontrast, eine begrenzte Photonenflussdichte, keine parallele Strahlausbreitung und eine endliche Quellengröße im Vergleich zu einer Synchrotron-Lichtquelle aufweisen (Povh et al., 2009).

Die Verwendung von monochromatischer harter Röntgen-Synchrotronstrahlung bietet die Möglichkeit, einen Mikrospalt in konischen Implantat-Abutment-Verbindungen visuell darzustellen (Rack et al., 2010). Bei dieser Methode besteht allerdings der Nachteil, dass wegen des wechselnden Betrachtungswinkels und minimaler Spaltgröße Ungenauigkeiten auftreten. Für statische und dynamische Berechnungen des Verhaltens der konischen Verbindung wird deswegen eine rechnerische Finite-Element-Methode (FEM) angewendet. Hierdurch ist die Simulation und 3D-Betrachtung des Bewegungs- und Be-

lastungsverhaltens möglich. Mit Hilfe dieser Methode lässt sich der Mikrospace zwischen Implantat und Abutment ebenso visualisieren.

Eine weitere Einschränkung dieser Studie beruht in der Höhe der aufgetragenen Belastung von 120 N. Während der Nahrungsaufnahme treten zwar axiale Kräfte im Bereich von 5 N bis 120 N auf, was Anderson (1953) und Jaeger et al. (1989) anhand von In-vivo-Untersuchungen ermittelt haben, man darf jedoch nicht außer Acht lassen, dass bei Parafunktionen, zum Beispiel Bruxismus, Kaukräfte zwischen 500 N und 800 N auftreten können (Kelly, 1995). Im Bereich der Prämolaren werden durchschnittliche Kräfte bis 440 N und im Bereich der Molaren Kräfte bis 530 N gemessen (Körber et al., 1983). In der vorliegenden Untersuchung haben die ermittelten Werte gezeigt, dass schon eine Belastung von 120 N zu Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment führte. In einer anderen Untersuchung war ein Mikrospace von 22 µm bei einer mechanischen Belastung von 100 N in konischen Implantat-Abutment-Verbindungen zu beobachten (Rack et al., 2010). Zu einem Langzeiterfolg in der Implantatprothetik ist eine präzise Passung aller Implantatkomponenten und prothetischer Aufbauten erforderlich (Watanabe et al., 2000). Mehrere Studien zeigten, dass vertikale und horizontale Passungengenauigkeiten zwischen Implantat und Abutment Lockerungen oder Bruch der Suprastruktur und der Abutmentschraube, bakterielle Besiedlung des Mikrospace und Atrophie des periimplantären Knochens bewirken (Buser et al., 1997; Skalak, 1983).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurde die Stabilität der Implantat-Abutment-Systeme bei einer simulierten Kaukraft von 120 N untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass keine der getesteten Verbindungen eine Relativbewegung verhindern konnte. Trotz der festgestellten Relativbewegungen ist auf den gespeicherten Probestückbildern kein Spalt sichtbar, da bei der vorliegenden Probenanordnung ein möglicher Spalt außerhalb des Sichtbereiches der Kameras liegen würde. Rack et al. (2010) wiesen eine Spaltbildung von 1 µm bis 22 µm bei konischen Verbindungen schon unter einer Last bis 100 N nach. Diese Ergebnisse widerlegen Untersuchungen, die eine Abwesenheit von Mikrospace an konischen Innenverbindungen demonstrierten (Zipprich et al., 2007) und bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie.

Im Rahmen dieser Arbeit hatten konventionelle Straumann CAD/CAM-Abutments die beste Toleranzgrenze unter den untersuchten Implantat-Abutment-Systemen. Die AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutments und Nobel ProCera CAD/CAM-Abutments wiesen eine größere Relativbewegung auf als die vorgefertigten, konventionellen Abutments. Dennoch betrug der Maximalwert der Relativbewegung lediglich 6,5 µm. Individuell hergestellte CAD/CAM-Abutments mussten aus patentrechtlichen Gründen eine abgeänderte geometrische Form besitzen, da sie keine Originalprodukte der Firma Straumann sind. Dadurch lässt sich eine stärkere Relativbewegung dieser Copycat-Abutments im Vergleich zu originalen Straumann CAD/CAM-Abutments erklären.

Allgemein sind in der Literatur für die Konusverbindungen gute Ergebnisse charakteristisch. Eine konische Implantat-Abutment-Verbindung bietet eine erhöhte Beständigkeit gegen Biegebeanspruchungen am Implantat-Abutment-Interface (Chee et al., 1999; Norton, 1997, 1999). Mittels dreidimensionaler Finite-Elemente-Modelle wurde die deutlich bessere Langzeitstabilität der konischen Verbindungen dargestellt (Merz et al., 2000). Kitagawa et al. (2005) zeigten, dass Konusverbindungen unter mechanischer Belastung eine geringere Beweglichkeit und keine rotatorischen Lageveränderungen im Vergleich zu externen hexagonalen Verbindungen erkennen ließen.

Hier wird deutlich, dass der Implantat-Abutment-Verbund ein kritischer Bereich für die Langzeitprognose der implantatgestützten Prothetik ist (Binon, 2000). Ein zuverlässiger Grenzflächenkontakt ist notwendig, um die mechanische Stabilität des Abutments und der prothetischen Restauration zu maximieren (Byrne et al., 1998) und mögliche, damit verbundene biologische Komplikationen zu vermeiden (Jemt und Pettersson, 1993). Nissan et al. (2001) postulierten, dass je präziser die Passung der Implantatkomponenten sei (sowohl von Implantataufbau als auch von anderen Implantatanteilen), desto kleiner sei die Vorspannung innerhalb der prothetischen Konstruktion. Inadäquate Passung, nicht ausreichende Retention, ungeeignete Schraubengeometrie und daraus resultierende limitierte Stabilität führen zu Mikrobewegungen im Implantat-Abutment-Interface (Gratton et al., 2001).

5.3 Klinische Bedeutung

Implantat-Abutment-Systeme mit einer konischen Innenverbindung werden aufgrund zahntechnischer und medizinischer Vorteile heutzutage sehr häufig eingesetzt. Die kli-

nische Bedeutung dieser zweiteiligen Implantat-Abutment-Konfiguration ist deswegen hoch einzustufen. Dabei ist die Zusammenarbeit von Implantologen, Prothetiker und Zahntechniker sehr wichtig, da sich Patienten keine Implantate, sondern neue, schöne und qualitativ hochwertige Zähne wünschen. Diese Bedürfnisse sind durch die Verwendung konventioneller Abutment-Systeme, vor allem im Frontzahnbereich, nicht immer realisierbar, so dass in solchen Fällen der Einsatz von CAD/CAM-Abutments vorteilhaft ist. Hierdurch kann die sogenannte rot-weiß Ästhetik der Patienten wiederhergestellt werden.

Gleichzeitig ist darauf zu achten, dass die krestale Knochenstruktur unzerstört bleibt, da nur dadurch Interdentalspapille und periimplantärer Zahnfleischsaum langfristig erhalten werden. Dieser Aspekt ist aber nicht nur von der Geschicklichkeit und Erfahrung des Behandlungsteams abhängig, sondern auch von der Präzision der Passung der Implantat-CAD/CAM-Abutment-Konfiguration. Bei einer Implantat-Abutment-Verbindung existiert schon im belastungsfreien Zustand ein kleiner Spaltraum. Drei wesentliche Faktoren für das Entstehen und die Ausdehnung eines Mikrospalts sind die okklusale Belastung während der physiologischen Funktion, fertigungstechnische Toleranzen (Passung) und Mikrobewegungen zwischen den Implantat-Abutment-Verbindungskomponenten (Shareef und Levine, 1996; Steinebrunner et al., 2005).

Mikroorganismen besiedeln diesen Raum entweder bei der Implantatinserterion durch Körperflüssigkeiten (Blut, Speichel) oder bei der Freilegung des Implantates während prothetischer Versorgung und führen zur Entstehung eines Bakterienreservoirs, infolge dessen eine Entzündung des Weichgewebes im Bereich des Implantat-Abutment-Interfaces entstehen kann. Aufgrund der Geometrie zweiteiliger Implantat-Abutment-Systeme entstehen Mikrobewegungen zwischen den Komponenten, die zu einem Pumpeffekt führen, der seinerseits zur Kontamination des nahe liegenden Gewebes beiträgt. Persson et al. (1996) berichteten über negative Einflüsse des Mikrospaltes auf den Erhalt des Knochen- und Weichgewebsmanagements. Mehrere Studien zeigten, dass die bakterielle Besiedlung des Mikrospaltes zu einem erhöhten marginalen Knochenverlust beiträgt (Hermann et al., 2000, 2001; Jung et al., 2008; King et al., 2002). Da die Qualität der prothetischen Implantologie direkt von der Passgenauigkeit zwischen Implantat und Abutment abhängig ist, sollten zukünftige Verbesserungen und Untersuchungen auf diese potentielle Problemstelle gerichtet werden.

6. Zusammenfassung

Die Verbindung zwischen Implantat und Implantataufbauten ist für den Erfolg prothetischer implantatgetragener Versorgungen von großer Bedeutung. Aufgrund der fortschreitenden Entwicklung in der CAD/CAM-Technologie wurde in dieser In-vitro-Studie das Verhalten von CAD-/CAM-Abutments verschiedener Fremdanbieter auf Straumann-Implantaten im Vergleich zum Einsatz von Originalabutments untersucht. Horizontale und vertikale Veränderungen im Implantat-Abutment-Interface wurden im Vergleich dreier unterschiedlicher Implantat-Abutment-Systeme ermittelt.

So wurde innerhalb der vorliegenden Untersuchung die Systemstabilität der folgenden Implantat-Abutment-Systeme getestet:

- Straumann Bone Level-Implantat / Straumann CAD/CAM-Abutment,
- Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutment und
- Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Biocare Procera CAD/CAM-Abutment.

Das grundlegende Prinzip der Versuchsdurchführung erfolgte analog zu der ISO-Norm 14801. Zu diesem Zweck wurden alle Implantate bis auf eine Höhe von 3 mm unterhalb des nominalen Knochenniveaus in Kunststoff eingebettet. Eine simulierte Kaukraft von 0 N bis 120 N wurde mit Hilfe des Hexapod-Mess-Systems unter einem Winkel von 30° in 1 µm Schritten auf die Belastungsproben ausgeübt. Die Mikrobewegungen der Implantat-Abutment-Verbindungen wurden mit einer CCD-Kamera erfasst. Anschließend wurden die registrierte Kraft und die gespeicherten Aufnahmen analysiert.

Die Konusverbindung der untersuchten Implantat-Abutment-Systeme erwies sich als stabil. Die Relativbewegung lag bei allen untersuchten Proben zwischen 2,5 µm und 6,5 µm. Die kleinste Relativbewegung lag beim Straumann Bone Level-Implantat / Straumann CAD/CAM-Abutment-System vor. Sie betrug 2,8 µm. Gefolgt wurde sie vom Straumann Bone Level-Implantat / Nobel Procera-Abutment-System, dessen Relativbewegung 3,9 µm betrug. Die größte Relativbewegung zwischen Implantat und Abutment wurde bei dem Straumann Bone Level-Implantat / AstraTech Atlantis-Abutment-System ermittelt. Sie betrug 4,4 µm, was allerdings keinen statistischen signifikanten Unterschied zum Straumann Bone Level-Implantat / Straumann CAD/CAM-Abutment-Konfiguration darstellte. Im Gegensatz dazu unterschied sich signifikant die Mikrobeweglichkeit der AstraTech Atlantis-Abutments von den Nobel Biocare Procera-Abutments.

Es ist davon auszugehen, dass diese Relativbewegungen zu Mikrospalten zwischen Implantat und Abutment führen. Mikrobeweglichkeit spielt eine entscheidende Rolle für die klinische Relevanz und Verwendung der zwei- oder mehrteiligen Implantat-Abutment-Systeme. Besiedlung der Mikrospalten durch Bakterien führt zur krestalen Knochenresorption und damit zum Misserfolg prothetischer Konstruktionen.

Ebenso kann das Verhalten der Implantat-Abutment-Systeme bei Kräften, die über den getesteten 120 N liegen, für das Verständnis ihrer Funktionalität beachtenswert sein. Zukünftig gilt, dass die Optimierung in der Konstruktion der Implantat-Abutment-Verbindung zu einer niedrigeren Implantatverlustrate führen kann. Weiterhin sind In-vivo-Studien für die verbesserte klinische Anwendung der CAD/CAM-Abutments notwendig.

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Zahnimplantat mit Abutment und Krone im Vergleich zu einem anatomischen Zahn. Das Implantat bildet einen direkten Verbund mit dem Knochen. Das parodontale Ligament fehlt. Die biologische Breite wird durch das Implantat-Abutment-Interface bestimmt (International Congress of Oral Implantologists ICOI, 2010).	11
Abbildung 2: Verschiedene Varianten von enossalen Implantaten (Jacobson et al., 1992)	12
Abbildung 3: Unterhalb der Unterkiefermukosa liegende subperiostale Implantate (Jacobson et al., 1992)	13
Abbildung 4: In die Mandibula inserierte transosteale Implantate (Jacobson et al., 1992)	14
Abbildung 5: Externe Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012)	17
Abbildung 6: Interne Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012)	18
Abbildung 7: Morse tapered Implantat-Abutment-Verbindung (Muley et al., 2012).....	19
Abbildung 8: Vergleich der Drehmomenterzeugung im natürlichen Zahn und in der implantatgetragenen Krone in Bezug auf die Änderungen in der Höckerneigung: O = vertikale Beißkraft; F = resultierende Kraft; CR = Drehpunkt; D, d = Abstand; T = Drehmoment (Weinberg, 1993).....	22
Abbildung 9: Straumann Implantat-Abutment-System (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2007). Links: Implantat, in der Mitte: Abutment, rechts: Fixationsschraube	33
Abbildung 10: Straumann® Bone Level-Implantate (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2010). Links ist Vorderansicht und rechts ist Draufsicht dargestellt.....	35
Abbildung 11: Bone Level Cross®Fit-Verbindung (Quelle: Produktkatalog Straumann, 2010), wo links Längs- und rechts Querschnitt zu sehen sind.....	35
Abbildung 12: Unterschiedliche Formen der Abutment-Systeme. Der innere Teil der Abutments ist präfabriziert. Der Außenteil ist individuell angefertigt. Die geometrische Form des AstraTech Atlantis CAD/CAM-Abutments und des Nobel Biocare Procera CAD/CAM-Abutments ist aus patentrechtlichen Gründen gegenüber dem Straumann-Abutment umgeändert.	37
Abbildung 13: Schematische Darstellung des Prüfaufbaus nach DIN EN ISO 14801 (2003)	39

- Abbildung 14:** Schematische Darstellung einer Probenkonstruktion der vorliegenden Studie im Längsschnitt. Der rote Punkt markiert das Zentrum der Halbkugel..... 40
- Abbildung 15:** Festgeklemmte Belastungsprobe inklusive Halbkugel in der Einspannvorrichtung (unter dem Belastungsstempel), vorbereitet zur Montage in der Dauerlastmaschine..... 42
- Abbildung 16:** Foto des Hexapod-Mess-Systems, das für die Messung verwendet wurde: 1) Hexapod, 2) Sensor, 3) Halterung der CCD-Kameras, 4) Prüfkörperhalterung 43
- Abbildung 17:** Implantat-Abutment-Verbindung, aufgenommen mittels CCD-Kamera (links) und schematische Darstellung (rechts). Blaue Punkte markieren schematisch die Referenzpunkte. A_1 und A_2 sind Referenzpunkte auf dem Abutment. I_1 und I_2 sind Referenzpunkte auf dem Implantat. 45
- Abbildung 18:** Links ist das Kamerabild während der Messung dargestellt, rechts ist eine Ausschnittvergrößerung mit dem Punkt I_2 dargestellt. 46
- Abbildung 19:** Zwei Kameraaufnahmen aus der Prüfserie SI-SA-2-3 (Straumann-Implantat mit Straumann-Abutment, Probe 2, Messung 3) bei 0 N (links) und 120 N (rechts). Jeweils zwei Referenzpunkte auf dem Abutment und zwei Punkte auf dem Implantat sind zum Anfang und zum Ende der Messung mit blauen Punkten markiert. Zur Veranschaulichung der stattgefundenen Mikrobewegung sind sie mit Linien verbunden. Unter der Belastung von 0 N bis 120 N ist deutlich eine Bewegung zu erkennen. 47
- Abbildung 20:** Graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer SI-NA-Probe (SI-NA-2-1; Straumann-Implantat mit Nobel-Abutment Probe 2, Messung 1). Die zwei blauen Linien zeigen die Änderung der Kontrollabstände $d(A_1, A_2)$, $d(I_1, I_2)$ und sollten über den gesamten Messverlauf nahe Null liegen. Die rote Linie bildet einen Mittelwert der Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment. Delta (Δ) steht für die Änderung des ermittelten Abstandes. 48
- Abbildung 21:** Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit Straumann CAD-/CAM-Abutment (Probe 3, Messung 4) bei 0 N (links) und 120 N (rechts). Die Farbmarkierungen auf dem Abutment und Implantat liegen deutlich tiefer auf der rechten Seite der Abbildung, wobei die CCD-Kamera während der ganzen Messung auf einem Punkt fixiert blieb. 53

Abbildung 22: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen..	53
Abbildung 23: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 1.	54
Abbildung 24: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 2.	54
Abbildung 25: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Straumann-Abutment, Probe 3.	55
Abbildung 26: Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit Nobel Procera-Abutment (Probe 2, Messung 1) bei 0 N (links) und 120 N (rechts).	56
Abbildung 27: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen..	57
Abbildung 28: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 1.	57
Abbildung 29: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 2.	58
Abbildung 30: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Nobel Procera-Abutment, Probe 3.	58
Abbildung 31: Darstellung des Prüfkörpers Straumann-Implantat mit AstraTech Atlantis-Abutment (Probe 3, Messung 13) bei 0 N (links) und 120 N (rechts) Probe 3, Messung 13.	59
Abbildung 32: Exemplarische graphische Darstellung der Mikrobewegungen einer Messung, wobei $\Delta A21$ und $\Delta I21$ Änderungen der Kontrollabstände zeigen und $\Delta IA1$ mit $\Delta IA2$ für die relativen Mikrobewegungen des Implantates und Abutments stehen..	60
Abbildung 33: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 1.	60
Abbildung 34: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 2.	61
Abbildung 35: Verlauf der Mikrobewegung aller fünf Messungen zwischen 0 N und 120 N. System: Straumann-Implantat / Astra Tech Atlantis-Abutment, Probe 3.	61

- Abbildung 36:** Ergebnisse der drei Implantatsysteme: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegung bei der Maximalkraft von 120 N. Die Änderung der Kontrollabstände ist durch $d(A_1, A_2)$ und $d(I_1, I_2)$ repräsentiert. Die anderen Balkendiagramme $d(I_1, A_1)$ und $d(I_2, A_2)$ zeigen die Relativbewegung zwischen den Implantaten und Abutments. 62
- Abbildung 37:** Vergleich einer Flachverbindung und einer konischen Verbindung bei einer Belastung von 120 N (Dentalmagazin, 2013). Bei der Flachverbindung entsteht ein Mikrospace, bei der Konusverbindung offenbar nicht. Die Verformung ist stark vergrößert. 66
- Abbildung 38:** Schematische Darstellung einer Konusverbindung mit dem Implantat-Abutment-Spalt. Der Spalt wäre nicht sichtbar, durch das Abutment verdeckt. 67

8. Literaturverzeichnis

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416

Albrektsson T. The response of bone to titanium implants. *Critical Reviews in Biocompatibility*. 1984: 53-84

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25

Anderson DJ. A method of recording masticatory loads. *J Dent Res* 1953; 32: 785-789

Apicella D, Veltri M, Chieffi N, Polimeni A, Giovannetti A, Ferrari M. Implant adaptation of stock abutments versus CAD/CAM abutments: a radiographic and Scanning Electron Microscopy study. *Ann Stomatol (Roma)* 2010; 1: 9-13

Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 646-653

Balabanoff M. Funktionell mechanische Reize beim Kauakt. *Zahnärztl Prax* 1958; 9: 69-70

Beaty K. The role of screws in implant system. *Int J oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 52-54

Beder OE, Stevenson JK, Jones TW. A further investigation of the surgical application of titanium metal in dogs. *Surgery* 1957; 41: 1012-1015

Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 81-90

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 251-262

Binon PP. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 48-63

- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 162-178
- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996a; 9: 149-160
- Binon PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont*. 1996b; 9: 419-433
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 76-94
- Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3: 81-100
- Brauer G. *Handbuch der Präparativen Anorganischen Chemie*. Udgard, 1978; 2: 1370
- Bruggenkate CM, Muller K, Oosterbeek HS. Clinical evaluation of the ITI (F-type) hollow cylinder implant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70: 693-697
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 592-599
- Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 161-172
- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 184-192
- Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol* 2005; 76: 115-120
- Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level

alterations: the results of a randomized-controlled trial. Clin Oral Implants Res 2010; 21: 115-121

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 137-141

Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. J Oral Rehabil. 2007; 34: 508-516

Cordaro L, Torsello F, Roccuzzo M. Clinical outcome of submerged vs. non-submerged implants placed in fresh extraction sockets. Clin Oral Implants Res 2009; 20: 1307-1313

Dentalmagazin, 2013: Implantologie: Welches System ist das richtige? http://www.dentalmagazin.de/expertenzirkel/Implantologie-Welches-System-ist-das-richtige_153517.html (Zugriffsdatum: 08.10.2014)

Dentsplyimplants, 2014: Patientenindividuelle CAD/CAM-Abutments. <http://www.dentsplyimplants.de/Digitale-L%C3%B6sungen/ATLANTIS-Abutments/Zementierte-L%C3%B6sungen> (Zugriffsdatum: 27.03.2014)

Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, Naujoks C, Handschel J, Wiesmann HP, Kubler NR, Meyer U. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. Head Face Med 2008; 4: 29

DGZMK. Implantologie in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 915-9416

DIN EN ISO 14801:2007: Fatigue test for endosseous dental implants. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 2003

Donachie MJ. Titanium: a technical guide. Materials Park, OH: ASM International 2000; 2: 381

English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. Implant Dent 1992; 1: 273-282

Enkling N, Jöhren P, Klimberg T, Mericske-Stern R, Jervoe-Storm PM, Bayer S, Gulden N, Jepsen S. Open or submerged healing of implants with platform switching: a randomized, controlled clinical trial. J Clin Periodontol 2011; 38: 374-384

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 527-551

Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 798-810

Form & Technik GmbH, 2011: Titan - Material - Eigenschaften - Einsatzgebiete. http://www.form-technik.biz/ti_wissen_dt_htm/titan_material_und_eigenschaften.htm (Zugriffdatum:18.03.2014)

Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Perio* 1961; 32: 261–267

Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31: 345-348

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 537-552

GOZ: Gebührenordnung für Zahnärzte. Chmielorz GmbH, Wiesbaden-Nordenstadt 2012

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 47-52

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 529-536

Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the fit of CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont* 2013; 26: 370-380

Hämmerle CH, Sailer I, Thoma A, Halg G. *Dental Ceramics: Essential Facts for Cosmetic Dentists*. Chicago: Quintessence Publishing, 2008

Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977; 85: 200-208

Harder S. Update Implantat-Abutment-Verbindung. *Implantologie* 2012; 20: 6-10

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 26-32

Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 560-569

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000; 71: 1412-1424

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001; 72: 1372-1383

International Congress of Oral Implantologists (ICOI), 2010: Patient Education. <http://www.icoi.org/patient-education.php> (Zugriffsdatum: 18.03.2014)

Jacobson J, Maxson B, Mays K, Kowalski C. A Utility Analysis of Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 381-388

Jaeger K, Graber G, Schrutt L. Aufbau und Test einer Meßkette zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989; 99: 670 – 675

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 527-540

Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993; 21: 203-208

Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 415-422

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, Hammerle CH, Cochran DL. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol* 2008; 79: 260-270

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 169-178

Keilig L, Bourauel C, Gruner M, Hultenschmidt R, Bayer S, Utz KH, Stark H. Design and testing of a novel measuring system for use in dental biomechanics - principles and examples of measurements with the hexapod measuring system. *Biomed Tech (Berl)* 2004; 49: 208-215

Kelly JR. Clinical failure of dental ceramics structures: Insight from combined fractography, in vitro testing and Finite Element Analysis. *Ceramic Transactions* 1995; 48:125–137

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73: 1111-1117

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 75: 457-463

Klineberg I, Murray G. Osseoperception: sensory function and proprioception. *Adv Dent Res* 1999; 13: 120-129

Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 1983; 31: 55-60

Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: a 10-year life table analysis of 468 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 826-834

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 643-653

Leventhal GS. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am* 1951; 33-A: 473-474

- Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 24-32
- Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 623-625
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 519-526
- Misch C. *Contemporary implant dentistry*. Missouri: Mosby, 2007: 92-95
- Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 1073-1076
- Muley, Prithviraj, Gupta V. Evolution of External and internal Implant to Abutment connection. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2012; 3: 122-129
- Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 20-23
- Niznick GA. The Core-Vent implant system. The evolution of an osseointegrated implant. *Implantologist* 1983; 3: 34-46
- Niznick G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. *Compendium* 1991; 12: 932, 934-938
- 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* 1997; 8: 290-298
- Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*. 1999; 81: 159-166
- Ohrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int* 1988; 19: 871-876

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implant components. Clin Oral Implants Res 1996; 7: 90-95

Pistner H, Kukiz P. Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 528-531

Povh B, Rith K, Scholz C, Zetsche F. Teilchen und Kerne. Eine Einführung in die physikalischen Konzepte. Berlin: Springer, 2009

Produktkatalog Straumann. Basel: Institut Straumann AG, 2010

Quirynen M, Vogels R, Peeters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine' peri-implant pockets. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 25-37

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. J Synchrotron Radiat 2010; 17: 289-294

Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4: 241-247

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 99-108

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990; 63: 671-676

Salinas TJ. Anti-rotational features for osseointegrated implants. Pract Proced Aesthet Dent 2001; 13: 352

Salti A. Die 2000-jährige Geschichte der Implantation. Implantologie Journal 2003: 6-8

Sarfaraz H, Mohammed F, Shenoy K. Factors Affecting the Implant Abutment Interface. Guidant 2013; 6: 13-15

Schmelzle A., 2006: Diskimplantate /BOI®. <http://www.implantate.com/diskimplantate-boi-2.html> (28.11.2014)

Schroeder A, Pohl O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976; 86: 713-727

Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 493-498, 500, 502; quiz 504

Shareef N, Levine D. Effect of manufacturing tolerances on the micromotion at the Morse taper interface in modular hip implants using the finite element technique. *Bio-materials* 1996; 17: 623-630

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 875-881

Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA. Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 504-509

Thomaidis SP, Toubekis AG, Mpousmoukilia SS, Douda HT, Antoniou PD, Tokmakidis SP. Alterations in maximal inspiratory mouth pressure during a 400-m maximum effort front-crawl swimming trial. *J Sports Med Phys Fitness* 2009; 49: 194-200

Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012; 6: 42-48

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008; 27: 29-34

Vandeweghe S, De Bruyn H. A within-implant comparison to evaluate the concept of platform switching: a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5: 253-262

Waltimo A, Kononen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 254-258

- Wang JS, Stohler CS. Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dent Res* 1990; 69: 1546-1550
- Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 79-90
- Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 209-218
- Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schweizer N, Ehrenfeld M, Hrsg. *Zahnärztliche Chirurgie*. Stuttgart: Thieme, 2000; 53: 320-336
- Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 320-336
- Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957a; 10: 484-494
- Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957b; 10: 1268-1276
- Weinberg LA. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31
- Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1141-1147
- Weng D, Nagata MJ, Bell M, de Melo LG, Bosco AF. Influence of microgap location and configuration on peri-implant bone morphology in nonsubmerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 540-547
- van Winkelhoff AJ, Goene RJ, Benschop C, Folmer T. Early colonization of dental implants by putative periodontal pathogens in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 511-520
- Wu, Liao W., Dai N., C. T. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech* 2010; 43: 1941-1946

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C. Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences. *Implantologie* 2007; 15: 31-46

9. Danksagung

Ich möchte mich hiermit bei Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel, Professor für Oralmedizinische Technologie, bedanken, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen. Ich verdanke ihm die hervorragende Betreuung und seine ständige Diskussions- und Hilfsbereitschaft.

Auch möchte ich dem Team der Oralmedizinischen Technologie für die wunderbaren Arbeitsbedingungen danken. Ein besonderes Wort des Dankes möchte ich an Herrn Dr. Ludger Keilig für seine Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und der Auswertung der Daten richten, er hat mich mit seinem Fachwissen und seiner konstruktiven Kritik während der ganzen Arbeit unterstützt.

Des Weiteren gilt mein großer Dank meinem Bruder für die Formatierung dieser Arbeit. Bei meinen Eltern und meinem Ehemann möchte ich mich ganz besonders herzlich bedanken für die uneingeschränkte, liebevolle und vielseitige Unterstützung, ohne die diese Arbeit so nicht möglich gewesen wäre.