

Aus der Klinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Experimentelle Untersuchung der Positionsstabilität
des Implantat-Abutment-Komplexes
unterschiedlicher Systeme
bezüglich rotatorischer, vertikaler und verkippender
Lageänderungen bei wiederholter manueller De- und
Remontage**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Wiebke Semper

aus Göttingen

Gutachter: 1. Prof. Dr. Dr. M. Klein
2. Prof. Dr. Dr. M. Herzog
3. Prof. Dr. Dr. B. Hell

Datum der Promotion: 22.02.2008

Zwei außergewöhnlichen Susannes gewidmet

Inhalt

1 Einleitung	1
1.1 Implantataufbau	3
1.1.1 Implantatfixtur	3
1.1.2 Abutment	3
1.1.3 Abutmentschraube	4
1.2 Implantat-Abutment-Verbindung	5
1.3 Implantatgetragene prothetische Suprastrukturen	7
1.4 Passung der prothetischen Rekonstruktion	8
1.5 Unpräzise Passung und Mikrobewegungen des Zahnersatzes	10
1.6 Biologische Toleranz	11
1.7 Rotation von Implantatkomponenten	11
2 Fragestellung	14
3 Material & Methoden	16
3.1 Untersuchte Implantatsysteme	16
3.2 Versuchsaufbau	18
3.3 Versuchsdurchführung	24
3.4 Bewertung der Positionsänderungen	25
3.5 Statistische Auswertung der Ergebnisse	26
4 Ergebnisse	27
4.1 Rotation der Prüfkörper um die Mittenachse des Implantates	28
4.1.1 Statistische Auswertung zur Rotation des Prüfkörpers	35
4.2 Höhenänderung entlang der Mittenachse des Implantats	37
4.2.1 Statistische Auswertung der Höhenänderung des Prüfkörpers	44
4.3 Verkippung des Prüfkörpers zur Mittenachse des Implantats	45
4.3.1 Statistische Auswertung der Verkippung des Prüfkörpers	52
5 Diskussion	53
6 Zusammenfassung	67
7 Literaturverzeichnis	70
8 Lebenslauf	81
9 Danksagung	83
10 Selbständigkeitserklärung	84

1 Einleitung

Dentale Implantate werden seit geraumer Zeit zum Ersatz eigener Zähne nach deren Verlust in die menschliche Maxilla und Mandibula inseriert. Sie dienen vornehmlich der prothetischen Einzelzahnrekonstruktion. Bei Zahnlosigkeit der betreffenden Patienten resultiert nach Implantation eine zusätzliche Fixierung herausnehmbaren Zahnersatzes, sodass eine verstärkte Lagestabilität der Prothese erreicht werden kann. Somit stellen implantologische Vorgehensweisen eine ästhetisch höchst anspruchsvolle und komfortable, Restzahnsubstanz schonende Alternative zu üblichen prothetischen Maßnahmen nach Zahnverlust für die betreffenden Patienten dar.

Es erscheint folglich plausibel, dass im Verlauf der letzten Jahrzehnte eine weltweite Intensivierung der Untersuchungen bezüglich dieses Forschungsschwerpunktes zu verzeichnen war.

Basierend auf Erkenntnissen der Forschungsgruppe um P.I. Brånemark in Hinblick auf die Einheilung dentaler Titanimplantate mit glatter, maschinell behandelter Oberfläche fand die Erforschung der Osseointegration dieser relativ frühzeitig ihren Ursprung (Brånemark et al. 1977, Schroeder et al. 1976, Schroeder et al. 1981). Brånemark et al. postulierten, dass dentale Implantate in direktem Kontakt zu knöchernen Strukturen eingesetzt werden könnten und eine von mukosalem Gewebe bedeckte ungehinderte, direkte Einheilung des Implantates in den Knochen anzustreben und möglich sei (Brånemark et al. 1969). Bis dato konnten Zeitraum und Vorgänge des Einheilungsprozesses jedoch noch nicht exakt definiert werden. Exemplarisch für aktuelle Forschungsergebnisse sei erwähnt, dass T. Ogawa, I. Nishimura und Mitarbeitern anhand von Studien an Ratten die Entschlüsselung dreier Gene gelang, welche in großer Anzahl nach Implantatsetzung, jedoch nur vereinzelt nach Osteotomien, exprimiert werden. Bekannt ist inzwischen, dass ein vermehrtes Auftreten von Erbfaktoren, die das knöcherne Gewebe betreffen und ähnlich denen der extrazellulären Matrix gestaltet sind (*bone extracellular matrix-related genes*: Osteopontin, Osteocalcin), nach Insertion von Titanimplantaten (Ogawa et al. 2002, Ogawa & Nishimura 2003), auch bei verschiedenen Mikrostrukturen der Oberfläche (Takeuchi et al. 2005), zu verzeichnen ist. Eines der in frühen Einheilstadien ermittelten Gene stellt das Apolipoprotein E der Ratte dar, welches als Glykoprotein den Fett- und Cholesterolfstoffwechsel beeinflusst und in dieser Funktion auch für Prozesse der

Osteogenese entscheidend sein kann. Weiterhin konnte die α -Untereinheit der Prolyl 4-Hydroxylase der Ratte identifiziert werden, welche im Zuge der Kollagensynthese die Hydroxylierung von Prolin in für die Ausbildung der Triplehelix notwendige Sequenzen katalysiert. Die Identifizierung eines noch unbekanntes, dritten Transkriptes wurde noch nicht vorgenommen (Ogawa & Nishimura 2006).

Slaets et al. untersuchten frühe Zellantworten im Bereich der Kortikalis nach Implantation in Beckenknochen von Kaninchen. Innerhalb eines Tages war eine Hämatombildung aus Blutzellen in einem Fibrinnetzwerk auf der Oberfläche des Implantates festzustellen. Im umgebenden Knochen erschienen die Lakunen der Osteozyten bei histologischer Betrachtung leer, da die für Nuclei der Osteozyten typische Anfärbbarkeit nicht mehr beobachtet werden konnte. Innerhalb der ersten Woche nach Insertion konnten Osteoklasten und Osteoblasten an der Oberfläche der Knochenkavität ausgemacht werden, welche eine kreisförmige Knochenanlagerung um das Implantat provozierten. Eine weitere Ausbreitung der Osteozyten mit veränderter Kernmorphologie und Einwanderung von *basic multicellular units* bewirkten eine Auffüllung des verletzten Knochengewebes durch Osteoklasten und Osteoblasten - ein Prozess, dessen Maximalaktivität zwei bis vier Wochen nach Insertion beobachtet wurde, welcher aber auch nach sechs Wochen im Kaninchenknochen (dies entspräche aufgrund unterschiedlicher Erneuerungsraten ca. vier Monaten im menschlichen Knochengewebe) noch nachgewiesen werden konnte (Slaets et al. 2006). Diese Untersuchungen könnten Hinweise auf frühe Mechanismen der Osseointegration darstellen, es bedarf aber weitergehender Untersuchungen.

Somit existiert heute ein Grundverständnis der Mechanismen der Osseointegration, eine vollständige Entschlüsselung dieser erscheint in Zukunft vorstellbar.

Zahlreiche klinische Studien belegen, dass sehr hohe Erfolgsraten post implantationem inzwischen auch bei verkürzter Einheilzeit zu erwarten sind (Cochran et al. 2002, Sullivan et al. 2005, Nelson et al. 2007, Semper et al. 2007); so erscheint der Aspekt des endgültigen Verständnisses der Einheilung inserierter Implantate offensichtlich auch aus implantologischer Sicht heutzutage in geringerem Maße klinische Dringlichkeit aufzuweisen.

Aufgrund besagter hoher Vorhersagbarkeit des Implantationserfolges scheint nun eine wissenschaftliche Focusänderung weiterführender Forschungen auf superfizielle Implantatanteile und assoziierte prothetische Rekonstruktionen zu erfolgen (Norton 1997). Zu verzeichnen ist diese Umorientierung auch im Rahmen nationaler und

internationaler implantologischer Kongresse, sodass sich aktuelle Vorträge und Präsentationen mehr und mehr diesen Themenschwerpunkten widmen. Ebenso ist dieser Wandel bei Veröffentlichungen neueren Datums zu beobachten: vielfältige Publikationen thematisieren beispielsweise die Erforschung effizienter Implantat-Abutment-Verbindungen (Khraisat 2005, Kitagawa et al. 2005, Vigolo et al. 2006). Deshalb beinhaltet auch die vorliegende Arbeit eine Untersuchung mechanischer Implantateigenschaften.

1.1 Implantataufbau

Häufig bestehen Implantate aus mehreren Einzelkomponenten: einer in knöchernes Gewebe zu inserierenden Implantatfixtur sowie einem Implantataufbau, welcher mittels einer Abutmentschraube daran fixiert wird und als Basis für spätere prothetische Rekonstruktionen dient (Steinebrunner et al. 2005).

1.1.1 Implantatfixtur

Implantatfixturen werden chirurgisch in den mandibulären oder maxillären Knochen der Patienten eingebracht und durch knöcherne Einheilung des Implantates post insertionem stabilisiert (Sakoh et al. 2006). Die Ausbildung eines direkten Knochen-zu-Implantat-Kontaktes (Schröder et al. 1976, Adell et al. 1981, Albrektsson et al. 1986) erlaubt die Möglichkeit der Widerstandsleistung dieses Implantatteils gegen während Kau-, Schluck-, Abbeiß- sowie Knirschvorgängen entstehende Kräfte innerhalb physiologischer Grenzen (Bidez & Misch 1992a, Bidez & Misch 1992b, Hebel & Gajjar 1997).

1.1.2 Abutment

Abutments dienen als Verbindungsglied zwischen Implantatfixtur und einzugliedernder prothetischer Arbeit und werden dauerhaft mit der Implantatfixtur verschraubt. Auf den Implantatkörper montierbare Abutments können präfabriziert oder individualisierbar vom Hersteller bezogen werden. Handelsübliche Materialien für vorgefertigte Aufbauten stellen Titanlegierungen sowie verstärkte Keramiken dar, individualisierbare Abutments werden aus Edelmetalllegierungen gefertigt (Michalakis et al. 2003, Bresciano et al.

2005). Beispielsweise dienen Abutments in Form von Kugelkopfkern, Magneten, Stegen oder Teleskopkronen der Fixierung von hybridprothetischem Zahnersatz (Heckmann et al. 2001, Heckmann et al. 2004) oder als Kronenstumpf der prothetischen Einzelzahnrekonstruktion (Weigl & Lauer 2000). Es gelten behandler- und patientenbezügliche Anforderungen an Implantataufbauten: konstante Retentionskraft, Biokompatibilität des Materials, präzise Passung, Korrosionsresistenz, minimale Plaqueadhäsion, geringe Kosten sowie eine zufrieden stellende Reinigungsmöglichkeit bei herausnehmbaren prothetischen Rekonstruktionen seien hier beispielhaft angeführt (Weigl et al. 2000).

1.1.3 Abutmentschraube

Implantatkörper und Abutment werden mittels Abutmentschraube fixiert (*screw joint*). Die zu diesem Zweck gefertigten Schrauben unterliegen mechanischen Grundgesetzen, welche ebenso im Ingenieurwesen Gültigkeit besitzen (Yousef et al. 2005). Klinische Studien im Verlauf der 1990er Jahre ergaben, dass Misserfolge implantatgetragener prothetischer Konstruktionen maßgeblich mit Schraubenlockerungen bzw. -frakturen assoziiert waren (Jemt et al. 1991, Naert et al. 1992). Schraubenlockerungen resultieren aus von außen auf die Implantatkomponenten einwirkenden Kräften, welche die zusammenhaltende Kraft (*clamping force*) dieser überschreiten (*joint separating forces*). Die den Zusammenhalt der Implantatteile bewirkende Kraft ist üblicherweise der Kraft der Schraubenanziehung (*tightening torque*) proportional. Diese innerhalb der Schraube wirkende Kraft wird als Vorspannung bzw. *preload* bezeichnet. Bickford beschrieb zwei Stadien der Schraubenlockerung: Initiales Nachlassen der Vorspannung (*preload*) aufgrund von beispielsweise Kaukräften bewirkt eine Inkonzanz des Schraubengewindes, sodass ein Verlust des *screw joints* resultiert (Bickford 1981). Dieses Phänomen kann nach damit assoziierter Lockerung der prothetischen Rekonstruktion häufig zu Irritationen und Schmerzen bei dem betreffenden Patienten führen und bewirkt somit auch eine Verlängerung der Behandlungsdauer (Byrne et al. 2006). Durch Verwendung von goldhaltigen statt Titan-Abutmentschrauben wurde das Risiko von Schraubenlockerungen aufgrund der materialspezifischen Eigenschaften und des E-Moduls der Legierung verringert (Yousef et al. 2005, Bernal et al. 2003). Lang et al. geben an, dass ein Friktionskoeffizient von 0,12 bei einem Torque von 32 Ncm als günstig erachtet wird (Lang et al. 2003). Wichtige Einflussfaktoren auf eine

Gewährleistungsmöglichkeit der Vorspannung bzw. des *screw joints* stellen die Materialeigenschaften der Schraube, wie Rückstellkräfte und Ermüdungspotential, sowie das Schraubendesign dar (Binon 2000), ebenso birgt ein mehrfaches Anziehen der Schraube Stabilitätsrisiken (Weiss et al. 2000). Die Abutmentschraube stellt innerhalb der gesamten Konstruktion, auch aufgrund ihrer Größe, das schwächste Glied dar; so treten Lockerungen bzw. Frakturen dieser vor Misserfolgen der weiteren Implantatkomponenten auf (Lee et al. 2002). Steinebrunner et al. sehen eine Minimierung des Schraubenlockerungsrisikos in einer Weiterentwicklung von Implantat-Abutment-Verbindungen (Steinebrunner et al. 2005).

1.2 Implantat-Abutment-Verbindung

Vielfältige Designs der Implantat-Abutment-Verbindung sind derzeit erhältlich. Exemplarisch seien die in diesem Versuch geprüften Verbindungen erwähnt: Es existieren Schraubenkonusverbindungen mit Innenachtkant (ITI-System), externe hexagonale (Steri Oss), Tube-in-Tube- Verankerungen (Camlog), konisch gestaltete Implantatverbindungen mit Innenzwölfkant (Astra Tech) sowie polygonprofile Verbindungen (Replace Select). Diese werden mittels Abutmentschrauben mit den Implantatkörpern verbunden.

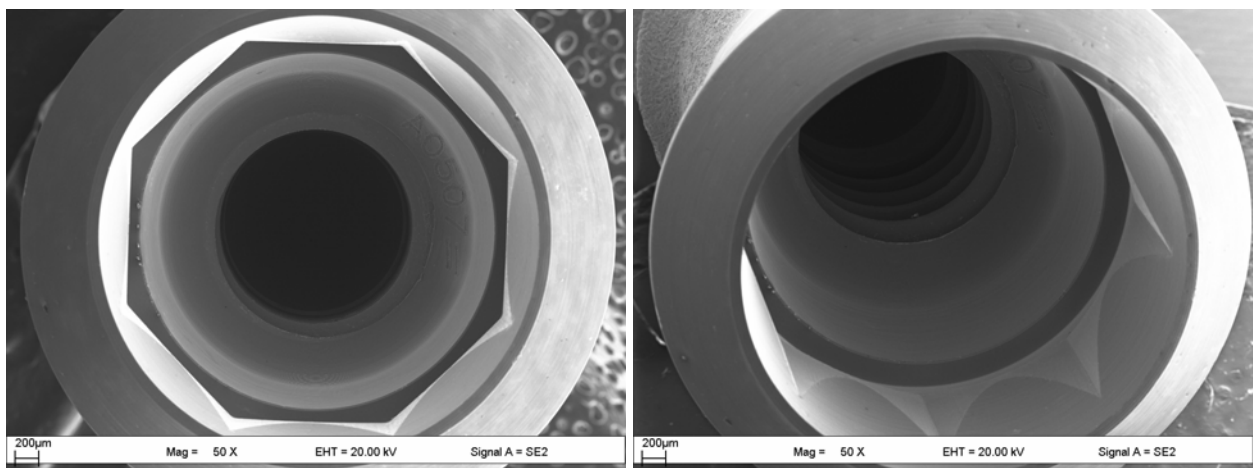


Abb. 1: Schraubenkonusverbindungen mit Innenachtkant (ITI-System)

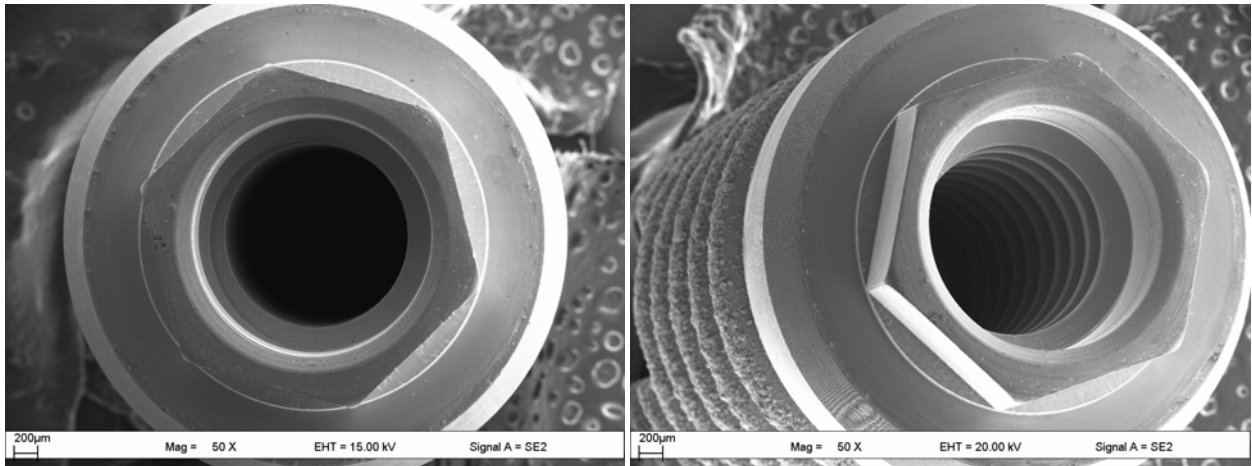


Abb. 2: Externe hexagonale Verbindung (Steri Oss)

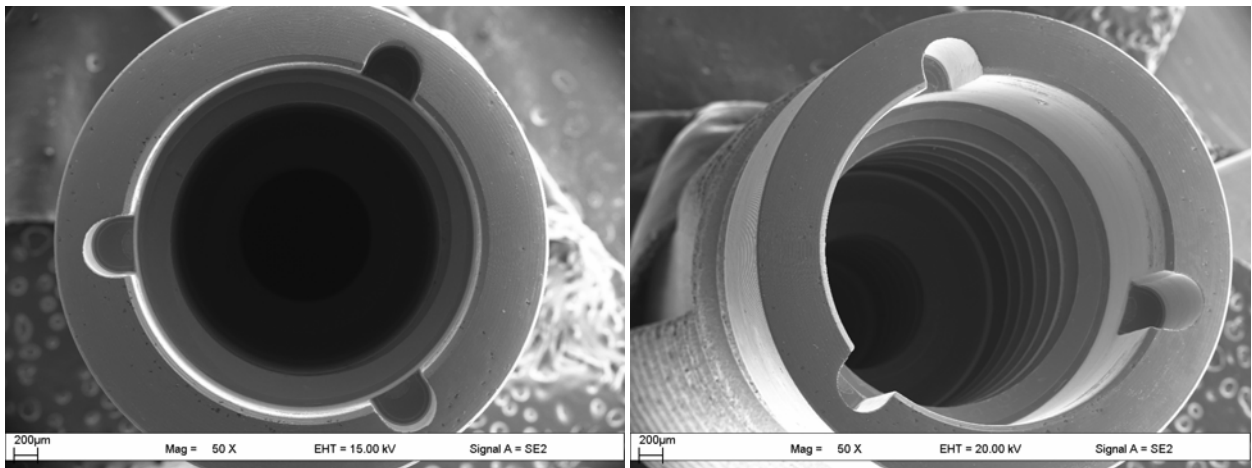


Abb. 3: Tube-in-Tube-Verankerung (Camlog)

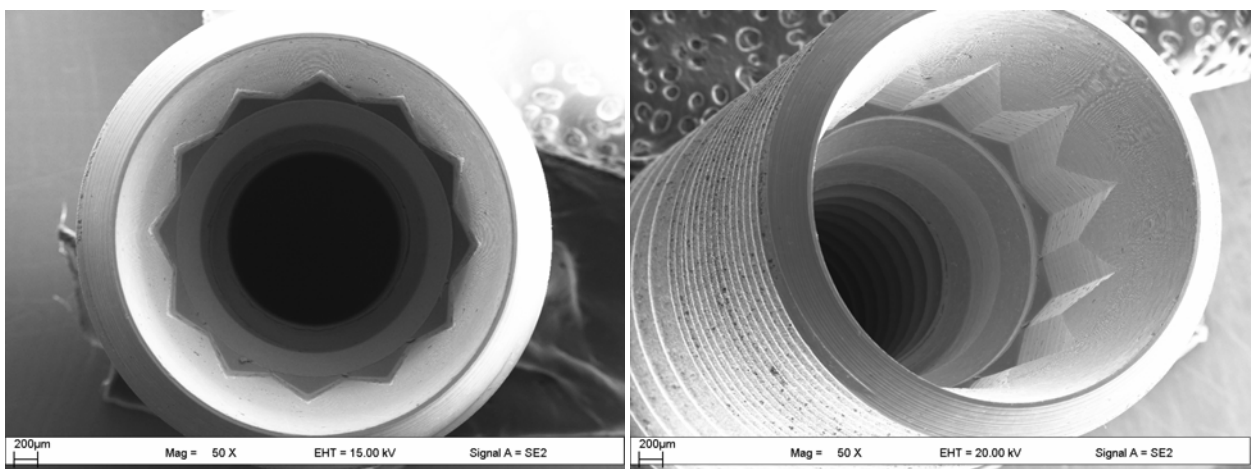


Abb. 4: Konische Verbindung mit Innenzwölfkant (Astra Tech)

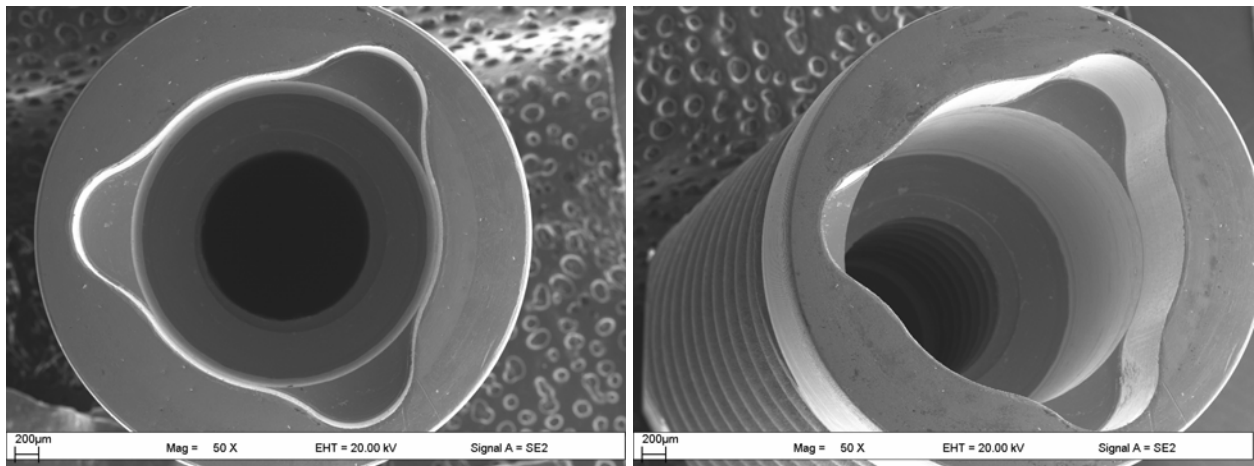


Abb. 5: Polygonprofile Verbindung (Replace Select)

Externe hexagonale Verbindungen wurden ursprünglich entwickelt um eine exakte Positionierung des Abutments durch den Behandler erreichen zu können, später beobachtete man deren antirotatorische Eigenschaften (Salinas 2001). Konische Implantatverbindungen sollen einen auf Friktion basierenden Sitz des Abutments sowie eine exakte vertikale Positionierung des Implantates gewährleisten (Ding et al. 2003).

1.3 Implantatgetragene prothetische Suprastrukturen

Prothetische Rekonstruktionen auf Implantaten können an diesen mittels Schraubenfixierung oder Zementierung befestigt werden. Des Weiteren wird auch eine Kombination aus beiden Techniken praktiziert, indem zementierte Suprastrukturen zusätzlich durch lingual oder palatinal lokalisierte Schrauben gesichert sind (Michalakis et al. 2003, Nelson et al. 2007). Eine Fixierung der Konstruktion durch Zementierung kann definitiv oder provisorisch erfolgen (Breeding et al. 1992); entscheidend für den Langzeiterfolg der Rekonstruktion ist die Wahl des Befestigungszementes (Michalakis et al. 2003, Bernal et al. 2003, Pan et al. 2006). Schraubenfixierte Rekonstruktionen erfordern zuvor eine sehr exakte Implantatsetzung um ästhetischen Ansprüchen aufgrund der okklusalen Lokalisation des Schraubengewindes genügen zu können. Auch eine Auffüllung des Schraubenkanals mithilfe von Dentalkompositen erscheint aus ästhetischen Gesichtspunkten ungünstig. Des Weiteren kann dieser eine gesteigerte Beanspruchung der umgebenden Keramik sowie instabile okklusale Kontakte bedingen (Chee et al. 1999). Schraubenfixierte Prothesen weisen den Vorteil auf, dass sie, im

Gegensatz zu zementierten Rekonstruktionen, bei Bedarf sehr einfach entfernt werden können (Squier et al. 2001). Jedoch stellt ein nicht-passiver Sitz des Ersatzes eine Komplikation dieser Versorgungsart dar (Zarb & Schmitt 1990, Michalakis et al. 2000).

Zementierte prothetische Konstruktionen erlauben aufgrund des geringeren Platzbedarfes optimale ästhetische und okklusale Gestaltungen, zeigen eine geringere Frakturanfälligkeit des Kunststoffes sowie der keramischen Anteile und weisen aufgrund der weitestgehenden Passivität des Zahnersatzes weniger Abutmentschraubenlockerungen und -frakturen als schraubenfixierte Suprastrukturen auf (Squier et al. 2001, Hebel & Gajjar 1997, Singer & Serfaty 1996, Michalakis et al. 2000). Aufgrund des kalkulierten Zementspaltraumes von 25-35 µm zwischen Suprastruktur und Abutment wird ein Ausgleich vorhandener Inkongruenzen und Passungengenauigkeiten bei dieser Versorgungsart möglich. Schwierig gestaltet sich bei zementierten Suprastrukturen das Entfernen der prothetischen Arbeit (Michalakis et al. 2003).

Die Fertigung implantatgetragenen Zahnersatzes birgt zahlreiche Risiken für einen späteren unpräzisen Sitz der Konstruktion: Beispielsweise können zum Zeitpunkt der Abdrucknahme, aus der Herstellung des *master cast* oder der Wachsmodellation, der Fabrikation der Suprastruktur, beim Aufbrennvorgang der Verblendkeramik sowie der Fertigstellung des definitiven Zahnersatzes Ungenauigkeiten resultieren, welche einen passiven Sitz der Rekonstruktion verhindern (Vigolo et al. 2000, Koke et al. 2004, Nelson et al. 2007).

Abutmentform und -größe, die Auswahl des Befestigungszementes und das Material, aus welchem sowohl Abutment als auch Zahnersatz hergestellt wurden, beeinflussen den Langzeiterfolg derartiger prothetischer Konstruktionen (Hebel & Gajjar 1997, Chee et al. 1999).

De Boever et al. zeigen auf, dass bei umfangreicheren prothetischen Rekonstruktionen auch ein höheres Komplikationsrisiko bestehe (de Boever et al. 2006).

1.4 Passung der prothetischen Rekonstruktion

Eine präzise Passung der Implantatkomponenten, ebenfalls der prothetischen Suprastruktur, bewirkt maßgeblich einen Langzeiterfolg implantatgetragener Restaurationen (Watanabe et al. 2000). Prothetische Konstruktionen, welche spannungsfrei auf den inserierten Implantaten positioniert werden können, stellen eine theoretische Idealisierung, in der Praxis jedoch selten realisierbare intraorale Situation

dar (Al-Turki et al. 2002). Demzufolge könnte zementierter, prothetischer Ersatz bei einer präzisen Passung auf den Abutments durch Ausbildung retentiver Kräfte haften. Diese basieren auf physikalischen Phänomenen wie einer entstehenden Friktion zwischen Primär- und Sekundärstruktur (Abutment und Kappchen), Unterstützung dieser durch elastische Deformation des Kappchenmaterials, einem resultierenden Vakuum bei Trennung der Strukturen voneinander, dem Fließwiderstand des Speichels in Kapillargefäßen nach Poisseuilleschem Gesetz sowie der Adhäsionsfähigkeit von Flüssigkeiten (Weigl et al. 2000).

Unterschiedlichste Materialien und Methoden sollten bis dato der Erreichung eines *passive fit* prothetischer Arbeiten durch zusätzliche Passivierungsmethoden dienen: Beispielsweise kamen funkenerosive Techniken (Rübeling 1999), spezielle Gusstechniken zur Fertigung von Suprastrukturen (Hellden & Derand 1998), Löten (Clelland & van Putten 1997), computergesteuerte Frästechniken (Schneider et al. 2001) und Herstellung von Gerüstkonstruktionen durch Laserschweißen (Longoni et al. 2004, Kuo et al. 2006,) zur Anwendung.

Eine akzeptable Passung des Zahnersatzes auf den Abutments soll bei Spalträumen von 10-150 µm angenommen werden können (Kan et al. 1999, Jemt 1995). Weigl et al. konnten dokumentieren, dass bei Verwendung konischer Keramikabutments und Herstellung von Sekundärteilen durch Galvanisierung eine Minimierung des Spaltes auf 4,9 µm erreicht werden konnte (Weigl et al. 2000).

Entscheidend wirkt sich deshalb in diesem Kontext aus, dass implantatprothetische Maßnahmen aufgrund des geringeren Potentials der Eigenbewegungen von Implantaten im Vergleich zu natürlicher Bezahnung (17-66 µm vs. 100-200 µm) somit erhöhte Anforderungen an die Passung sowie Präzision prothetischer Rekonstruktionen bedingen, als dies für konventionelle prothetische Handlungsweisen gefordert ist (Tan & Nicholls 2001). Der Verlust des parodontalen Ligaments und die damit assoziierte Minimierung der physiologischen Bewegung des Pfeilers der Rekonstruktion erfordern somit nach Zahnverlust und Implantatinsertion eine gesteigerte Exaktheit des prothetischen Zahnersatzes (Brånemark et al. 1985).

1.5 Unpräzise Passung und Mikrobewegungen des Zahnersatzes

Bei Befestigung unpassender Implantatkomponenten sowie von Implantat und inkongruenter Suprastruktur aneinander resultiert ein vermehrter *preload stress* innerhalb der prothetischen Konstruktion, des Implantataufbaus sowie der weiteren Implantatteile (Nissan et al. 2001). Als weitere Faktoren, welche Mikrobewegungen der beteiligten prothetischen und Implantatkomponenten bewirken können, seien ein inadäquater *preload*, ein fälschlich ausgewähltes Schraubendesign, eine geringe Haftung der Komponenten, Glättung einer zuvor vorhandenen Oberflächenrauheit, Überbelastung sowie die Eigenelastizität des Knochens angeführt (Binon 1994, Gratton et al. 2001).

Die Passung der Komponenten beeinflusst maßgeblich die Kraftübertragung innerhalb des Implantates, die biologische Antwort des periimplantären Gewebes sowie mechanische Komplikationen der Suprakonstruktion (Jemt et al. 1998, Kan et al. 1999, Wee et al. 1999). Demnach können Misserfolge von Implantationen biologischer oder mechanischer Natur sein: Biologische Konsequenzen stellen Weichgewebsirritationen, Schmerzen, Gingivahyperplasien, Herausbildung von Fisteln oder marginaler Knochenabbau dar (Dixon et al. 1995, Jemt et al. 1991, Haanaes 1990, Bauman et al. 1992). Diese bewirken möglicherweise letztlich einen Verlust der Osseointegration des inserierten Implantates (Skalak 1983). Mechanische Beanspruchungen zeigen sich beispielsweise als Frakturen des Implantatkörpers bzw. Brüche oder Lockerungen des Implantataufbaus (Goodacre et al. 2003). Es erscheint sinnvoll, biologische und mechanische Phänomene, welche als Reaktion auf eine Unpassung der Komponenten auftreten, nicht isoliert zu betrachten: Eine Lockerung des Abutments ruft aufgrund eines verbreiterten Spaltes zwischen den Implantatkomponenten und einer damit verbundenen gesteigerten Mobilität der prothetischen Konstruktion eine bakterielle Kolonisation innerhalb des Implantates hervor; daraus resultiert vermutlich ein gesteigerter Knochenabbau in der periimplantären Region (Piattelli et al. 2003).

Vertikale sowie horizontale Passungenauigkeiten führen zu einer unerwünschten Kraftübertragung auf die unterschiedlichen Bestandteile der prothetischen Konstruktion, das Implantat sowie das umgebende knöcherne Gewebe (White 1993). So können Lockerungen der prothetischen oder Abutmentschrauben, Bruch oder Abplatzung der Suprastruktur, Mikrofrakturen des periimplantären Knochens, partielle Ischämie der benachbarten Strukturen oder ein krestaler Knochenabbau um das Implantat aus

Passungengenauigkeiten in diesen Ebenen erfolgen (Smedberg et al. 1996, Eisenmann et al. 2004, Skalak 1983).

Kritisch zu betrachten ist ebenfalls eine Unpassung der Komponenten in subgingivaler Lokalisation, welche dort eine bakterielle Aggregation bedingen kann (Vigolo et al. 2000).

Eine funktionelle Überbelastung bei *non-passive fit* der Komponenten kann die angeführten Phänomene bedingen. Zu stark belastet werden die Implantatteile bei einer Übersteigerung der okklusalen Kräfte in Hinblick auf die Stärke des *preloads* (Schwarz 2000, Nissan et al. 2001, Eskitascioglu et al. 2004). Duyck et al. zeigen auf, dass überdimensionierte dynamische Kräfte kraterartige Knochendefekte lateral der inserierten Implantate verursachen (Duyck et al. 2001).

1.6 Biologische Toleranz

Auch Untersuchungen an Tieren zeigten, dass eine Korrelation von Unpassung der prothetischen Konstruktion und Kraftübertragung auf den umgebenden Knochen nachzuweisen sei (Jemt & Lekholm 1998). Ferner ergaben klinische Forschungen, dass bei zusätzlich wirkenden okklusalen Kräften und einer akzeptablen Passung des Zahnersatzes keine gesteigerte Knochenabbauaktivität verzeichnet werden konnte (Jemt & Book 1996). Es gilt also bis dato, dass eine biologische Toleranz gegenüber unpräzisen Sitz von prothetischen Rekonstruktionen bestehen kann (Koke et al. 2004).

1.7 Rotation von Implantatkomponenten

Um prothetische Rekonstruktionen, welche auf Implantaten montiert werden, hoch präzise gestalten zu können und nicht eine theoretisch existierende biologische Toleranz des umgebenden Gewebes einkalkulieren zu müssen, resultierten aus besagter wissenschaftlicher Focusänderung in den 1990er Jahren Untersuchungen zu der Stabilität des *screw joints* dentaler Implantate: Es wurden beispielsweise unterschiedliche Methoden des Anziehens der Abutmentschraube (Burguete et al. 1994), das Feststellen der Veränderung des Torque bei gelockertem Abutment (Breeding et al. 1993), die Präzision der maschinellen Fertigung der Komponenten (Binon 1995) sowie rotatorische Eigenschaften des *screw joints* (Binon & McHugh 1996) untersucht.

Jedoch traten Untersuchungen zur Rotation von Implantatkörper und Abutment darauf folgend offensichtlich wieder in den Hintergrund wissenschaftlicher Forschung.

Eine unpräzise Verbindung von Implantat zu Abutment bedingt eine Verringerung von *screw joint stability* und demnach eine unkontrollierbare Kraftübertragung auf sämtliche Komponenten der Rekonstruktion (Binon 1996, Binon 1994). Salinas zeigt auf, dass eine Vorhersagbarkeit implantologischer Erfolge ausschließlich auf der Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung beruhe (Salinas 2001).

Binon wies bereits 1996 eine direkte Korrelation von rotatorischer Unpassung der Implantatteile bei hexagonaler Gestaltung der Verbindung und Abutmentschraubenkomplikationen nach. Zu diesem Zeitpunkt veröffentlichte Forschungen hatten eine rotatorische Unpassung externer hexagonaler Matrizen und interner hexagonaler Matrizen von 4 bis 10,1° feststellen können (Binon 1995). Binon zeigte auf, dass bei Vergrößerung des Ausmaßes der rotatorischen Freiheit der Verbindung eine um so wahrscheinlichere Lockerung der Schraubenverbindung resultiere. Weiterhin beschrieb er, dass Implantatverbindungen mit einer Rotationsmöglichkeit, welche kleiner als 2° ausfiel, eine höhere Stabilität aufwiesen. Bei einer Rotation von mehr als 5° konnte Binon eine um 63% verringerte Stabilität der Implantatverbindung belegen. Antirrotatorische Eigenschaften der externen hexagonalen Verbindung innerhalb des Implantatkörpers und des internen hexagonalen Designs des Abutments konnten gleichfalls im Vergleich zu Messungen ohne Hexagon nachgewiesen werden (Binon 1996). Untersuchungen zur Gestaltung der hexagonalen Verbindung ergaben, dass sich eine minimale Höhe des externen Hexagons von 1,2 mm als günstig erweise, um einer Rotation der Komponenten entgegen zu wirken (English 1992). Binon & McHugh veröffentlichten 1996 eine Untersuchung speziell modifizierter Abutments, welche eine taktil wahrnehmbare Verringerung der Rotation bewirkte, und kamen zu dem Ergebnis, dass eine Minimierung der Rotationsgefahr bei Einzelzahnrekonstruktionen möglich sei (Binon & McHugh 1996).

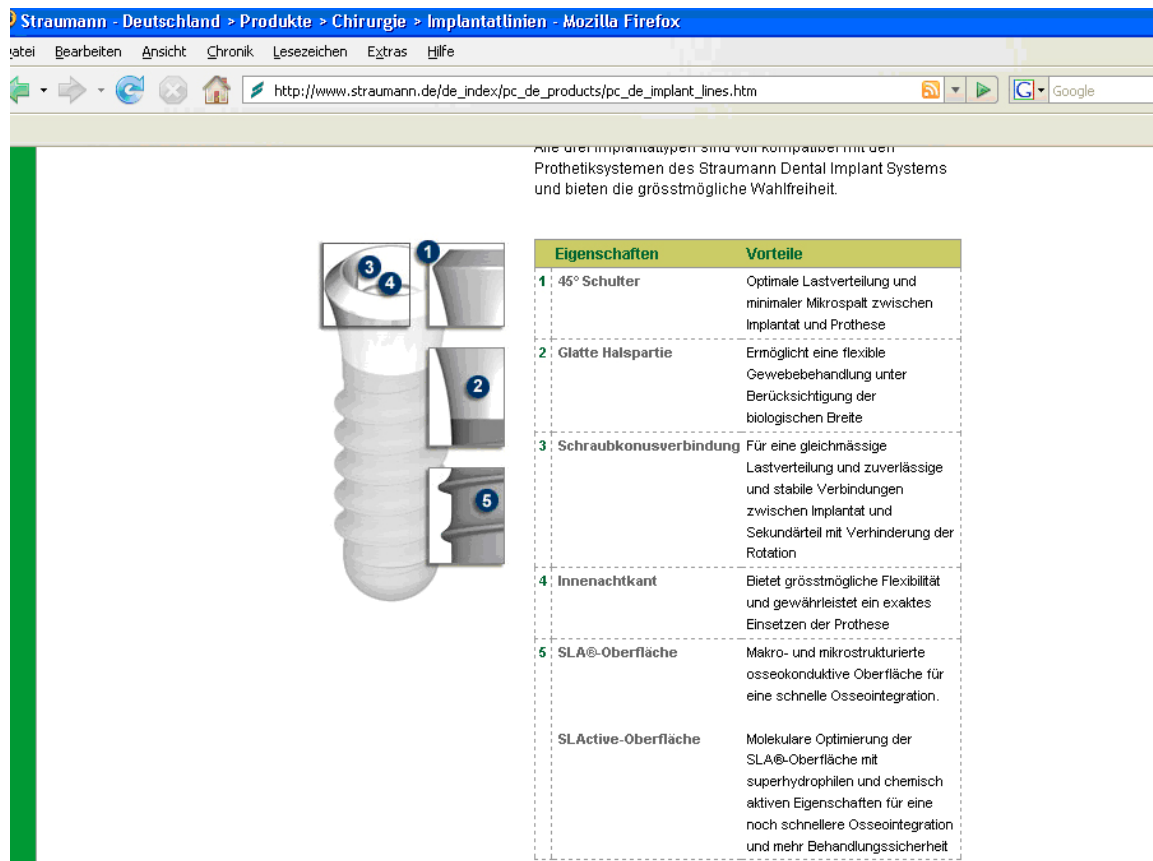
Entscheidend auf den Erfolg prothetischer Rekonstruktionen wirkt sich eine Beeinflussung des *preloads* aus: Bei inkorrekt Passung oder eingelagertem Debris resultiert eine signifikant reduzierte Kraft. Somit können eine mangelhafte Justierung des Schraubengewindes oder horizontale Unpassungen zu einer Veränderung des *preload-Torque-Verhältnisses* führen. Durch eine Rotation von mehr als 5° bedingt, könne gemäß der Lockerungsstadien nach Bickford eine beschleunigte Lockerung der Abutmentschraube resultieren (Binon 1996).

Binon beschrieb ebenfalls, dass selbst eine den inserierten Implantaten passiv aufsitzende prothetische Rekonstruktion bei nicht-axialer Belastung zu Deformationen des *screw joints* führen könne (Binon 1996).

2 Fragestellung

Gemäß der angeführten Focusänderung wissenschaftlicher Forschungen auf koronal lokalisierte Implantatkomponenten thematisiert die vorliegende Arbeit ebenfalls die Untersuchung mechanischer Eigenschaften dentaler Implantate.

Aufgrund des Fehlens aktueller Publikationen zur Rotation von Implantat-Abutment-Verbindungen sowie vielfältiger Werbung der Hersteller in Bezug auf „Rotationssicherung“, „Rotationsschutz“, „Verhindern von Verdrehungen“ in Annoncen zahnmedizinischer Fachzeitschriften oder innerhalb des herstellerbezüglichen Internetauftritts entwickelte sich die Fragestellung dieser Arbeit.



Alle drei Implantattypen sind voll kompatibel mit den Prothetiksystemen des Straumann Dental Implant Systems und bieten die grösstmögliche Wahlfreiheit.

Eigenschaften	Vorteile
1. 45° Schulter	Optimale Lastverteilung und minimaler Mikrospace zwischen Implantat und Prothese
2. Glatte Halspartie	Ermöglicht eine flexible Gewebebehandlung unter Berücksichtigung der biologischen Breite
3. Schraubkonusverbindung	Für eine gleichmässige Lastverteilung und zuverlässige und stabile Verbindungen zwischen Implantat und Sekundärteil mit Verhinderung der Rotation
4. Innenachtkant	Bietet grösstmögliche Flexibilität und gewährleistet ein exaktes Einsetzen der Prothese
5. SLA®-Oberfläche	Makro- und mikrostrukturierte osseokonduktive Oberfläche für eine schnelle Osseointegration.
SLActive-Oberfläche	Molekulare Optimierung der SLA®-Oberfläche mit superhydrophilen und chemisch aktiven Eigenschaften für eine noch schnellere Osseointegration und mehr Behandlungssicherheit

Abb. 6: Exemplarischer Internetauftritt des Instituts Straumann AG (www.straumann.de)

Entsprechend der Forderung von T.J. Salinas, dass eine gewährleistete Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung einen Meilenstein für die Vorhersagbarkeit des Erfolges von Implantationen bedeuten könne (Salinas 2001), wurden fünf

handelsübliche Implantatsysteme mit unterschiedlich gestalteten Implantat-Abutment-Verbindungen vorwiegend auf ihre antirotatorischen Eigenschaften bei wiederholter De- und Remontage der Implantatkomponenten untersucht. Zu diesem Zweck waren je sechs Implantatkörper zuvor für eine zuverlässige Positionssicherung in einem Metallblock, gemäß einer klinischen Situation unterschiedlich anguliert, fixiert worden. Drei Testpersonen lösten und befestigten die Abutments in 20facher Wiederholung und zogen die systemspezifische Abutmentschraube mithilfe des vom Hersteller gelieferten Schraubendrehers an. Nach jeder Versuchsdurchführung wurde der Versuchsaufbau mittels Koordinatenmessmaschine vermessen. Nicht ausschließlich rotatorisch bedingte Positionsänderungen wurden im Rahmen des Versuches ermittelt, auch Höhenänderungen und Verkippungen der betreffenden Prüfkörper konnten untersucht werden.

3 Material & Methoden

3.1 Untersuchte Implantatsysteme

Zur Bewertung ihres Verhaltens bezüglich rotatorischer, Höhen- sowie Verkippungsveränderungen bei wiederholter Ein- und Ausgliederung des Abutments wurden fünf unterschiedliche Implantatsysteme in die Versuchsreihe einbezogen:

System 1: ITI-System (Institut Straumann AG, Waldenburg, Schweiz)

System 2: Steri Oss (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

System 3: Camlog (ALTATEC GmbH, Wimsheim, Deutschland)

System 4: Astra Tech (Astra Tech dental, Mölndal, Schweden)

System 5: Replace Select (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Die verwendeten Implantate wurden regulär über die entsprechenden Hersteller ohne Kenntnis dieser bezüglich der Verwendung bezogen. Exemplarisch wird in der folgenden Tabelle je ein verwendetes Implantat jedes Systems beschrieben:

System	Bezeichnung	Art.-Nr.	Lot-Nr.	Hersteller
Straumann	Standard Implantat ø4,1mm RN SLA 12mm	043.033S	1260	Institut Straumann AG, CH-4002 Basel, Schweiz
Steri-Oss	TPS Coated Implant	4610TPS	322450	Nobel Biocare USA Inc., Yorba Linda, USA
Camlog	Schraubenimplantat, Promote®	J1042.4311	FF05001349	ALTATEC GmbH, Maybachstr. 5, 71299 Wimsheim, Deutschland
Astra Tech	Osseo Speed TM	24632	36571	Astra Tech dental, P.O. Box 14 SE 43121 Mölndal, Schweden
Replace Select	Nobelplaced Tapered Groovy	32217	668188	Nobel Biocare AB, Box 5190 SE 40226 Göteborg, Schweden

Tab. 1: Übersicht der untersuchten Implantate

Implantate unterschiedlicher Durchmesser und Längen fanden im Rahmen der Untersuchung Anwendung; die verwendeten sechs Implantate eines jeden Implantatsystems wiesen identische Durchmesser sowie Längen auf.

System	Durchmesser [mm]	Länge [mm]
Camlog	4,3	11
Straumann	4,1	12
Steri-Oss	4,5	10
Astra Tech	4,5	11
Replace Select	4,3	13

Tab. 2: Implantatdurchmesser und -längen

Auf den angeführten 30 Implantaten wurden präfabrizierte Standardabutments mit systembedingter Rotationssicherung des jeweiligen Herstellers, welche auch Verwendung bei prothetischer Einzelzahnversorgung finden, befestigt. Beispielhaft für die unterschiedlichen Implantattypen seien hier ebenso fünf der eingesetzten Abutments erwähnt, welche den Implantatfixturen entsprechende Durchmesser aufwiesen.

System	Bezeichnung	Material	Art.-Nr.	Lot-Nr.	Hersteller
Straumann	RN synOcta [®] Abutment for cement- retained crowns/bridges h 5,5mm, Ti	Titan	048.605	C7561	Institut Straumann AG, CH-4002 Basel, Schweiz
Steri-Oss	Transfer Assy Hex	Titan	31709	376055	Nobel Biocare USA Inc., Yorba Linda, USA
Camlog	Universal-/ Teleskopabutment, beschleifbar	Titan	J2210.4300	FF06000679	ALTATEC GmbH, Maybachstr. 5, 71299 Wimsheim, Deutschland
Astra Tech	Temporary Abutment	Titan	22968	0610375	Astra Tech dental, P.O: Box 14 SE 43121 Mölndal, Schweden
Replace Select	Temporary Abutment Engaging	Titan	29036	39294	Nobel Biocare AB, Box 5190 SE 40226 Göteborg, Schweden

Tab. 3: Übersicht der verwendeten Abutments

3.2 Versuchsaufbau

Zur Ermittlung der Lageveränderung der betreffenden Prüfobjekte sollten sechs Implantate eines jeden Systems in einen aus V4A-Stahl fabrizierten Metallblock eingebracht werden. An Ober- und Unterseite war dieser zuvor mit je sechs unterschiedlich dimensionierten Bohrungen versehen, plan gefräst und anschließend unter Gewährleistung der Erhaltung planer Flächen poliert worden (nach Vorgabe gefertigt von: Klaus Ellinger CNC Zerspaltung, Berlin, Deutschland).

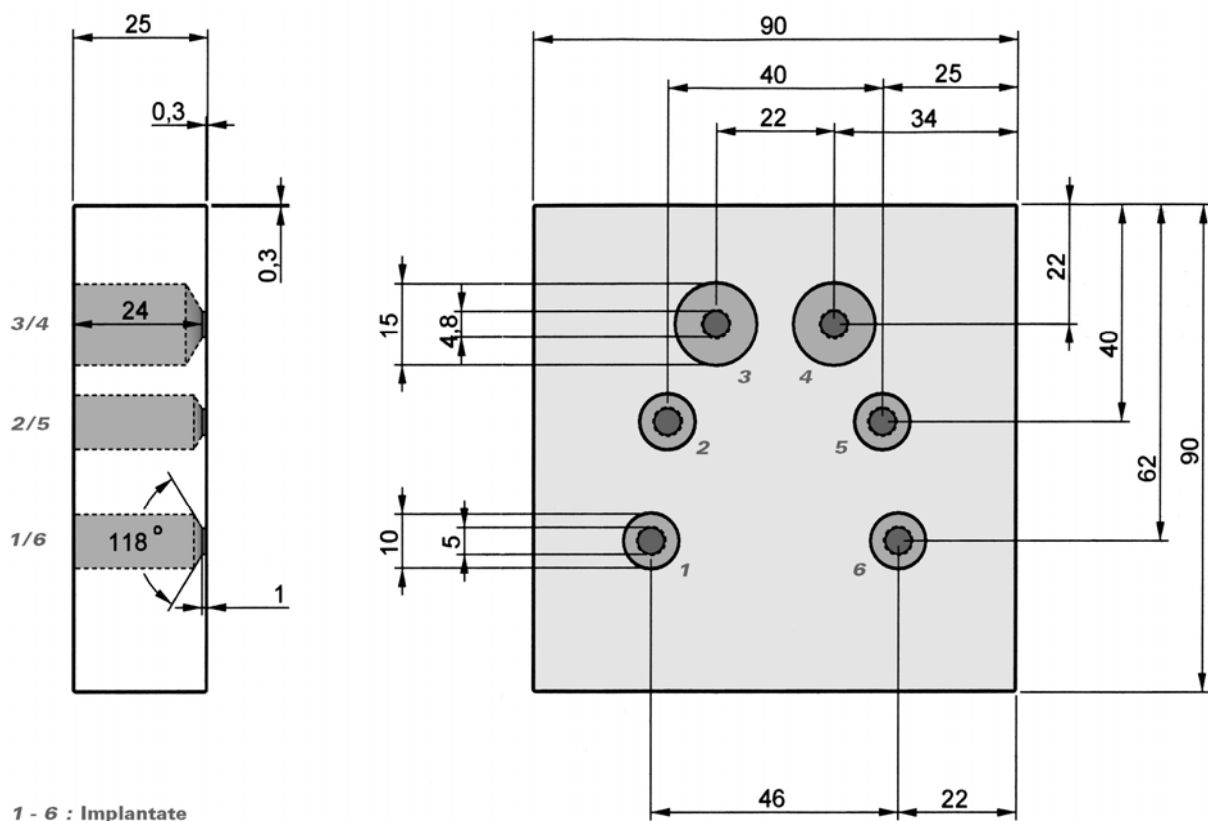


Abb. 7: Dimensionen des Metallblocks

Die Implantatkörper wurden vor Einbringen in den Metallsockel mit den entsprechenden rotationsgesicherten Abutments versehen; eine Fixierung der Implantatteile erfolgte durch Einbringen der mitgelieferten Abutmentschrauben des untersuchten Systems. Somit konnte der jeweilige Implantat-Abutment-Komplex mithilfe eines Fräsgerätes (combilabor CL-MF-2002-S, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) in Position gebracht werden. An diesem wurde ein Schraubendreherschaft in das Bohrfutter des Motors, welcher am beweglichen Arm des Fräsgerätes lokalisiert ist, eingeführt und arretiert. Auf die nun senkrecht zur Tischebene orientierte Schraubendreherspitze wurde der Schraubenkopf der fertig montierten Einheit aus Implantat, Aufbau und Schraube aufgesteckt. Somit diente das Fräsgerät als Einbringhilfe der Implantatteile zur Gewährleistung einer exakten Orientierung dieser. Um eine klinische Situation zu simulieren, wurden jeweils zwei der Implantate in einer Angulation von 0° (Implantat 1 und 6), 5° (Implantat 2 und 5) und 15° (Implantat 3 und 4) in peripherer Orientierung fixiert. Dies konnte unter Zuhilfenahme eines aus A-Silikon (dentona gum, Shore-Härte 85, dentona AG, Dortmund, Deutschland) gefertigten Keils, welcher den Metallblock entsprechend lagerte, realisiert werden. Außen rotationsymmetrische und glatte Aufbauten waren zuvor mit Retentionen zur späteren Positionsgewährleistung versehen worden.

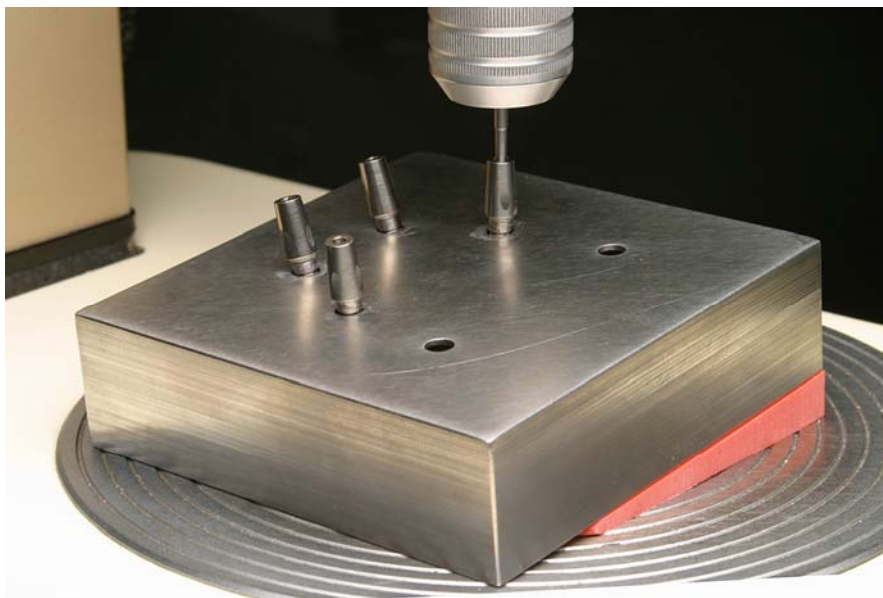


Abb. 8: Einbringen der Implantate in entsprechender Angulation

Die Auffüllung der Distanz zwischen Implantatkörper und Metallblock erfolgte auf der Oberseite des Blocks mithilfe von Zyanacrylat (Dentalkleber 1733-2000, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland).



Abb. 9: Vorfixierung der Implantatbestandteile im Metallblock

Anschließend wurde die definitive Fixierung der Implantate durch Auffüllen der an der Unterseite des Sockels angebrachten Öffnungen mit fließfähigem Kaltpolymerisat (Palapress, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) erreicht. Die Bohrlöcher wurden nicht gänzlich aufgefüllt, sodass ein planes Aufliegen des Blocks weiterhin gewährleistet werden konnte. Jedoch wurden die Implantatkörper zur beständigen Fixierung vollständig in Kunststoff eingebettet.



Abb. 10: Einfüllen des Kaltpolymerisats zur Fixierung

An aus Parallelendmaßen hergestellten Prüfkörpern (HOLEX Stahl-Endmaß 00481050 10+00481070 10, Hoffmann Group Perschmann, Berlin, Deutschland) wurden nach Weichglühen (720°C mit einer Steigrate von 10 °C pro Minute und dreiminütigem Halten der Maximaltemperatur) und langsamer Abkühlung auf Zimmertemperatur der betreffenden Implantatangulation entsprechende Bohrungen mittels CNC-Fräse vorgenommen, um diese an den Abutments wiederum mit Zyanacrylat (Dentalkleber 1733-2000, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) befestigen zu können. Das Weichglühen der Prüfkörper ermöglichte, aufgrund der wärmebedingten Gefügeänderung des Werkstoffs, eine Durchbohrung des Metalls. Zur Gewährleistung der Parallelität der Prüfkörper zum Metallsockel wurde vor Verklebung eine plane Plexiglasplatte mit vertikaler Ausdehnung von 2 mm auf dem Metallblock positioniert und deren Lage mithilfe eines Winkels gesichert. Zudem diente der angelegte Winkel der parallelen Ausrichtung der Prüfkörper zueinander.



Abb. 11: Befestigung der präfabrizierten Prüfkörper

Für jedes der untersuchten fünf Implantatsysteme wurde ein Metallsockel mit sechs darin befindlichen Implantaten definierter Angulation zur Ermittlung der Lageveränderung der Prüfkörper bei mehrfacher Montage und Demontage hergestellt.



Abb. 12: Aufsicht des Versuchsaufbaus

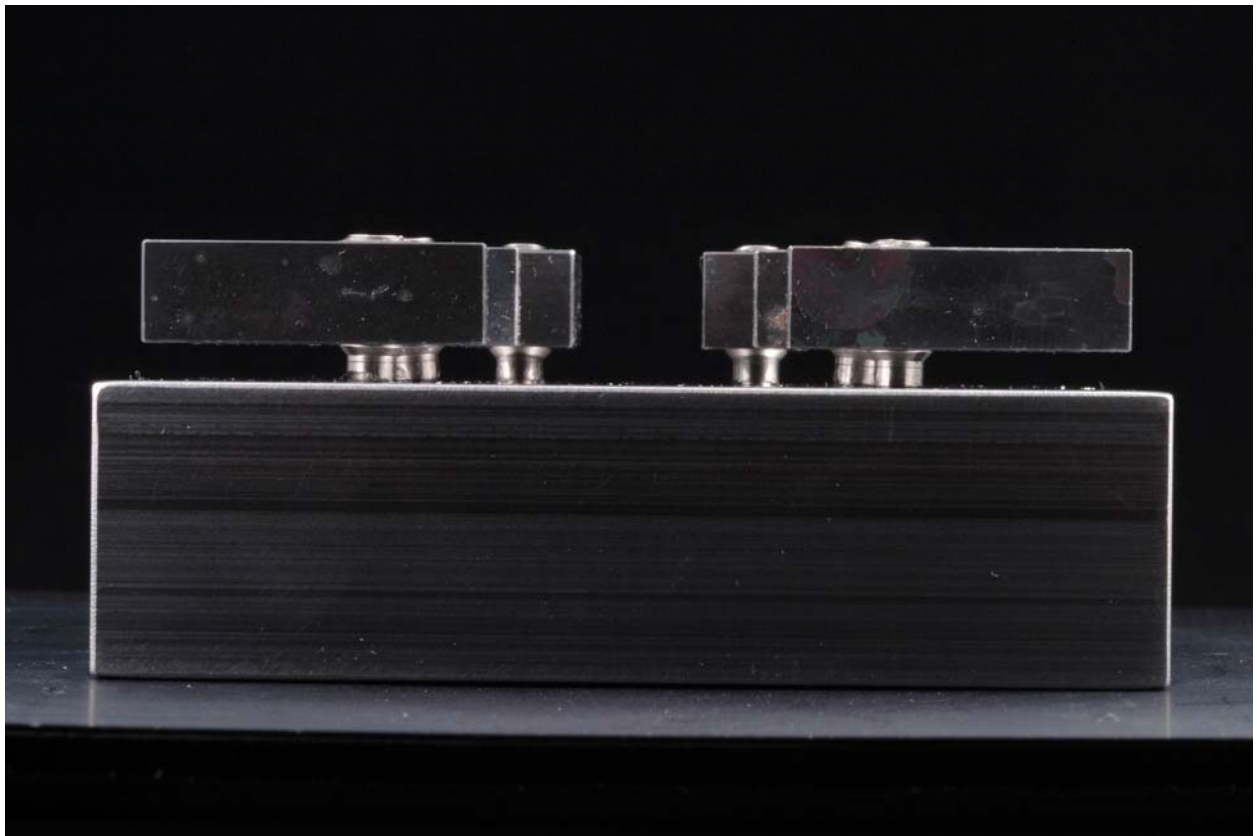


Abb. 13: Lateralansicht des Versuchsaufbaus

Die so montierten Prüfkörper bildeten jeweils die Basis für 26 Antastpunkte mit je vier bzw. sechs Antastpunkten auf ihren seitlichen Flächen sowie sechs Antastpunkten auf der Deckfläche. Weiterhin konnten aufgrund der Lageermittlung und Angleichung der Schnittpunkte dieser durch die sechs Antastpunkte verlaufenden Ebenen mithilfe der Methode der kleinsten Quadrate (Messpunkte) weitere Datenauswertungen erfolgen. Bezugspunkt der Berechnungen stellte eine zur Mittenachse der Implantatfixtur konstruierte Hilfsebene dar.

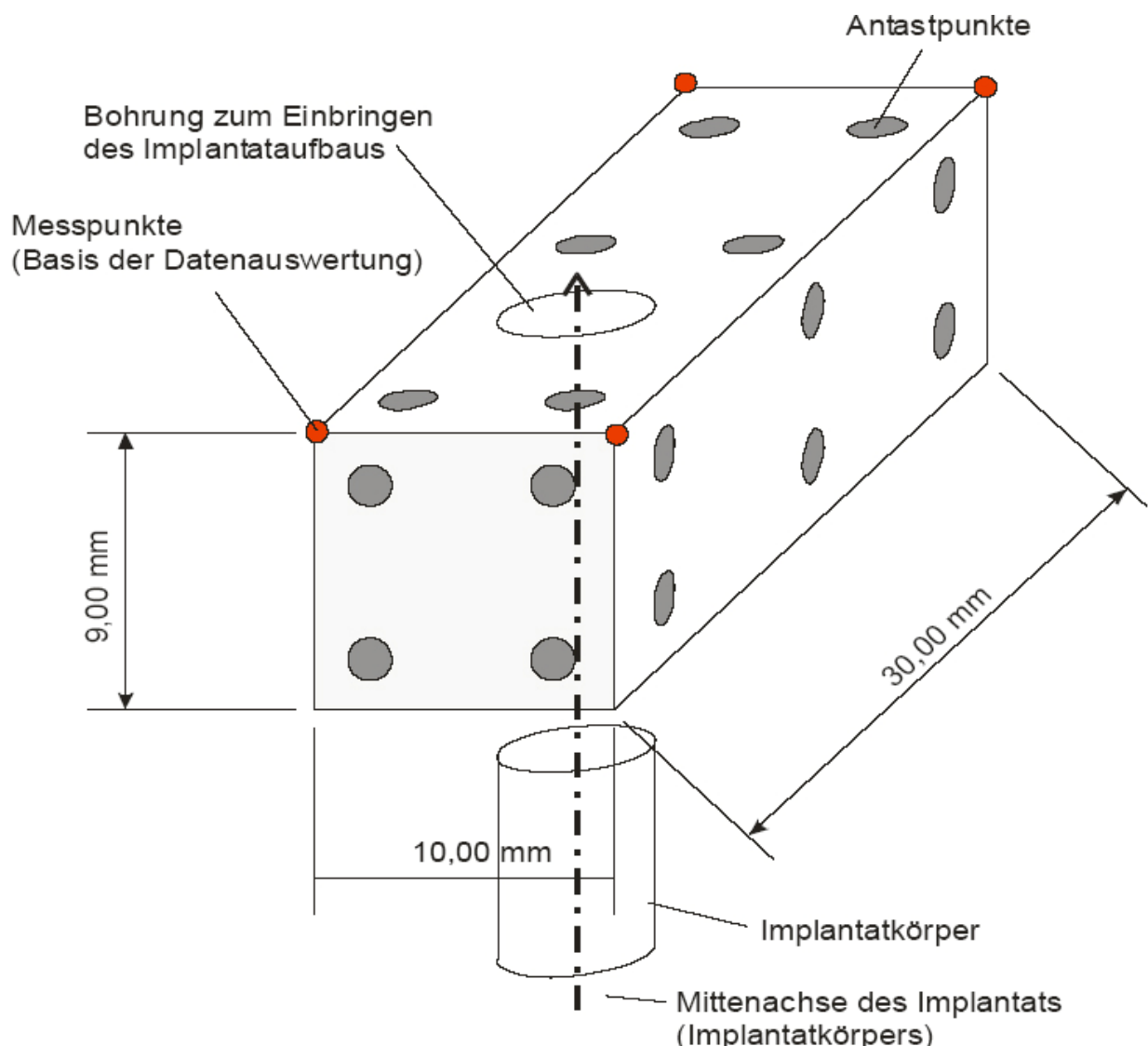


Abb. 14: graphische Darstellung der Antastpunkte des Prüfkörpers

Die Implantat-Abutment-Verbindung wurde mittels der vom Hersteller gelieferten Implantatbestandteile erreicht. Somit konnten unterschiedliche Verbindungen bezüglich ihres Widerstandes gegen Höhenänderung, Verdrehung sowie Verkipfung bei mehrfacher Montage und Demontage der Implantatbestandteile untersucht werden:

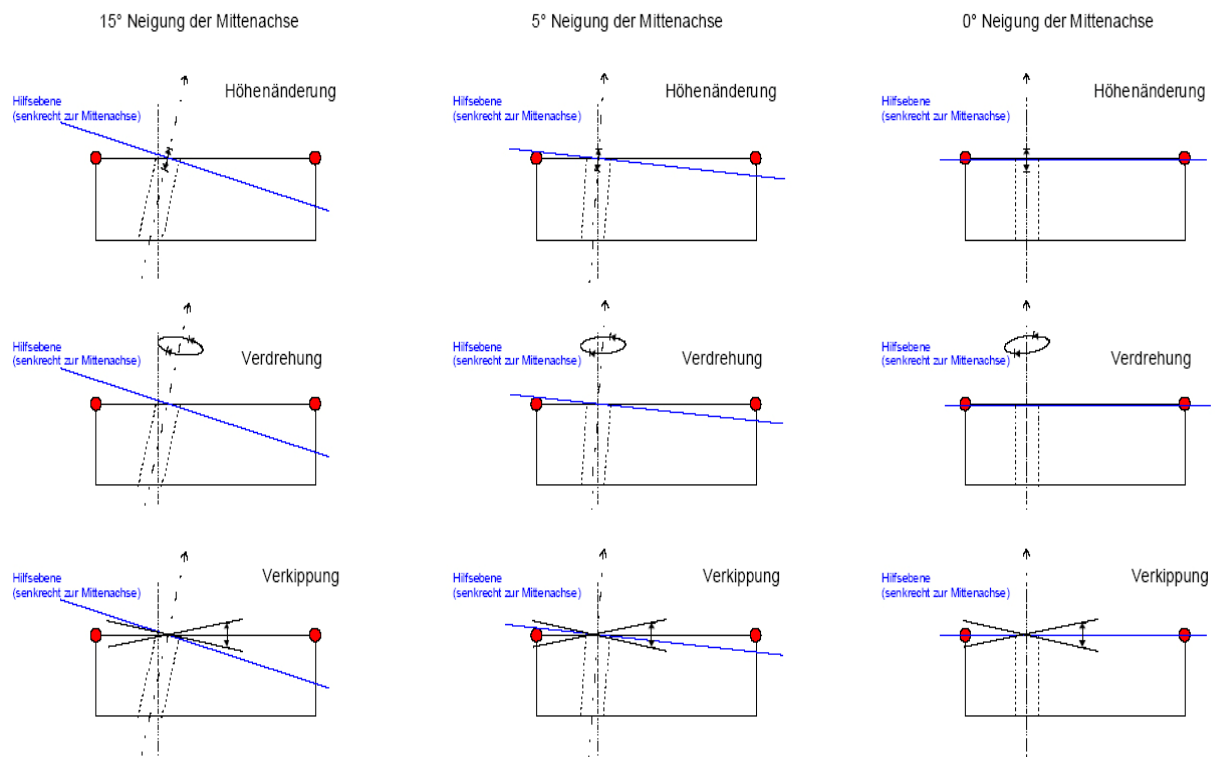


Abb. 15: Möglichkeiten der Positionsänderungen des Prüfkörpers

Die verwendeten Implantate wiesen den Systemen entsprechende Schraubenkonusverbindungen mit Innenachtkant (ITI-System), externe hexagonale (Steri Oss), Tube-in-Tube-Verankerungen (Camlog), konisch gestaltete Implantatverbindungen mit internem Doppelsechskant (Astra Tech) sowie polygonprofile Verbindungen (Replace Select) auf.

3.3 Versuchsdurchführung

Drei Versuchspersonen, welche über differierende Kenntnisse implantologischer Maßnahmen sowie der Fragestellung des Versuches verfügten, entfernten und befestigten die betreffenden sechs an den Abutments befestigten Prüfkörper unterschiedlicher Angulation jedes Systems in jeweils 20 aufeinander folgenden

Versuchszirkeln. Die folgende Übersicht spiegelt den Versuchsablauf wider und zeigt somit die personenbezügliche Reihenfolge der getesteten Systeme auf.

Person	Kenntnisse	Reihenfolge Testpersonen	
1	implantologische Erfahrung, Kenntnis der Fragestellung	1. Camlog, Steri Oss, Straumann	3. Astra Tech, Replace Select
2	Kenntnis der Fragestellung	1. Astra Tech, Replace Select	2. Camlog, Steri Oss, Straumann
3	keine diesbezüglichen Kenntnisse	2. Astra Tech, Replace Select	3. Camlog, Steri Oss, Straumann

Tab. 4: Vorkenntnisse der Versuchspersonen und Systemreihenfolge

Somit testete Person 1 zunächst System 1 bis 3 und in einem zweiten Versuchsablauf die Systeme 3 und 4. Versuchsperson 2 führte zu Beginn und zuerst De- und Remontagen an System 3 und 4 durch, anschließend testete sie als zweite Versuchsperson die Systeme 1 bis 3. Die dritte Person vollführte als zweiter Proband die geforderten Arbeitsschritte an System 4 und 5 und später als dritte Versuchsperson an System 1 bis 3.

Die Versuchsdurchführung beinhaltete ein chronologisches Lösen und Wiederbefestigen der Komponenten der Implantate 1-6.

Zur Fixierung der Implantat-Abutment-Verbindung wurden die benötigten Schrauben von allen Personen manuell angezogen; es wurde jeweils der herstellereigene Schraubendreher verwendet.

3.4 Bewertung der Positionsänderungen

Die jeweils resultierende Position der Körper wurde mittels einer Koordinatenmessmaschine in Bezug auf ein Referenzkoordinatensystem am Metallblock bei einer Temperatur von $20,0^{\circ}\text{C} \pm 0,5\text{K}$ und relativer Feuchte von $45\% \pm 15\%$ im Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Geschäftsfeld Mess- und Prüftechnik, Sandtorstr. 22, 39106 Magdeburg vermessen. Das durchgeführte Messverfahren basiert auf einer Konstruktion dreier Achsen (x, y, z), mithilfe welcher eine Tastspitze bzw. -kugel entlang dieser bewegt wird. Bei Auftreffen auf beispielsweise im vorliegenden Versuch untersuchte Prüfkörper wird die exakte Position der Tastspitze

registriert. Das angewendete Messgerät des Typs Video Check IP 600x650 (Hersteller: Werth Messtechnik, Gerätenummer: 98-00075, letzte Prüfung: 28.09.2006) wies eine Längenmessunsicherheit von $(1,5 + L/200)$ μm auf. Diese Messunsicherheit entspricht den Herstellerangaben und wird durch regelmäßige Kalibrierung gemäß Prüfnormen bestätigt.

Messunsicherheiten bei Auswertung dieser Versuchsergebnisse wurden durch zufällige Fehler bei einmaliger Abtastung des Prüfkörpers pro Messung bestimmt. Messmittelstreuungen (maximale Standardmessunsicherheit multipliziert mit dem Erweiterungsfaktor bezüglich der Standardabweichung) wurden durch Messungen ohne Positionsmodifikation der Prüfkörper mit 20maliger Wiederholung für jeden Versuch ermittelt. Somit resultierten folgende erweiterte Messunsicherheiten:

Verdrehung/Rotation des Prüfkörpers:	0,004°
Höhenänderung des Prüfkörpers:	0,700 μm
Verkipfung des Prüfkörpers:	0,004°

Das Messverfahren wurde nach jeder Versuchsdurchführung angewendet, sodass für jede De- und Remontage des Implantat-Abutment-Komplexes exakte Positionsbestimmungen der Prüfkörper in Bezug auf ihre Ausgangsposition resultierten. Demnach konnten pro System und Person je 20 Messwerte zur einzelnen Bewertung der Lageveränderungen in horizontaler und vertikaler Dimension sowie der Verkipfungen der Implantate ermittelt werden.

3.5 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Alle erhobenen Daten wurden mittels Brunneranalyse, einer parameterfreien Varianzanalyse, in Bezug auf die Faktoren System, Person und Messwerte ausgewertet. Ein p-Wert $<0,05$ wurde als signifikant angesehen; alle Ergebnisse wurden explorativ betrachtet.

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe des Programms SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

4 Ergebnisse

Nach Durchführung der Versuche im Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Geschäftsfeld Mess- und Prüftechnik, Sandtorstr. 22, 39106 Magdeburg, welche eine 20malige Montage und Demontage von Implantatfixtur und Abutment mittels Anziehen bzw. Lösen der von Hersteller gelieferten Abutmentschraube durch drei Versuchspersonen pro Untersuchungsschwerpunkt beinhalteten, erfolgte die Auswertung der diesbezüglich ermittelten Daten. Sechs Implantate jedes Systems waren zuvor in unterschiedlicher Angulation (0° , 5° , 15°) in je einen Metallblock eingebracht worden. Somit konnte nach erneuter Fixierung der Implantatteile die Lageveränderung des Prüfkörpers relativ zum Metallsockel in Bezug auf rotatorische Abweichungen um die Mittenachse des Implantates, auf vertikale Stellungsänderungen entlang der ermittelten Mittenachse sowie auf eine Verkipfung zur Mittenachse untersucht werden.

Die Ermittlung des Nullwertes für das jeweilige Implantatsystem basierte auf der Vermessung der Ausgangsposition in Bezug auf ein Referenzkoordinatensystem für auf den Implantaten fixierte Abutments und daran befestigte Prüfkörper vor Versuchsbeginn.

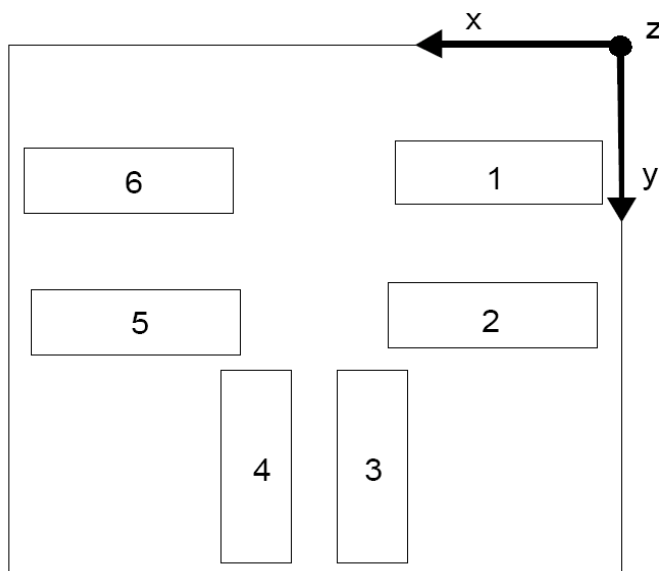
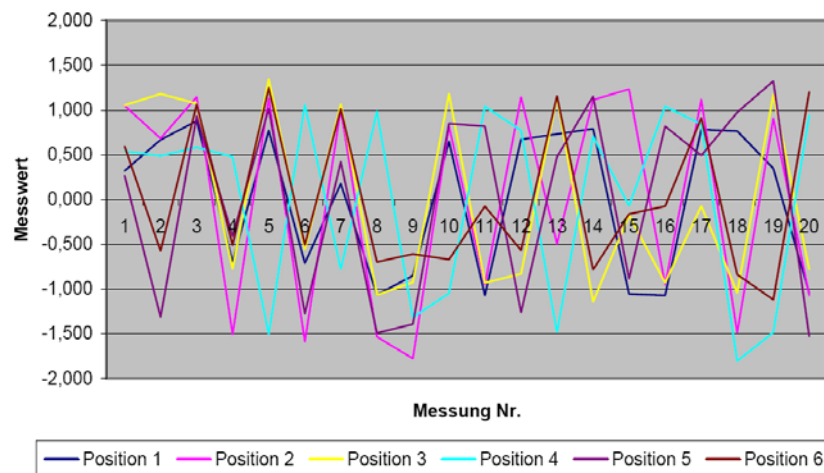


Abb. 16: Implantatanordnung im Metallblock

4.1 Rotation der Prüfkörper um die Mittenachse des Implantates

ITI-System. Person 1

Position 1–6: Messungen nach erfolgter Repositionierung des an dem Prüfkörper fixierten Implantataufbaus ergaben rotatorische Abweichungen von minimal 0,178, 0,492, 0,073, 0,070, 0,269, 0,076° sowie maximal 1,069, 1,777, 1,347, 1,803, 1,529 sowie 1,247°. Der Mittelwert betrug für die untersuchte Position jeweils 0,756, 1,135, 0,922, 0,948, 0,955 bzw. 0,719°.



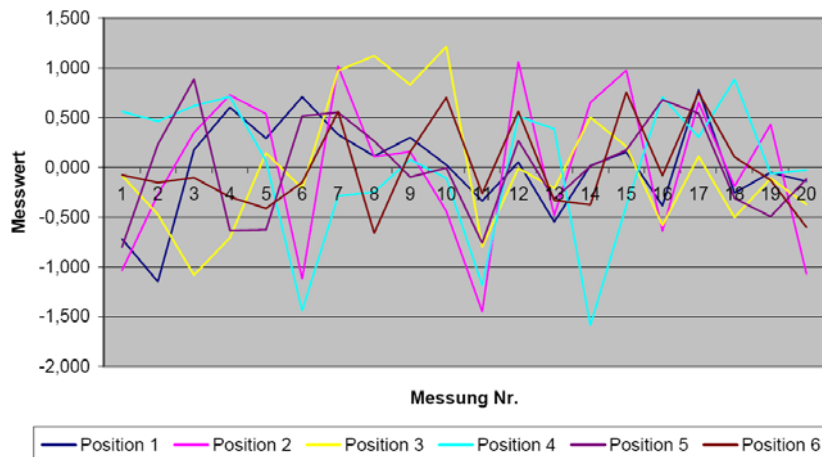
ITI-System. Person 2

Position 1–6: Nach Lösen und Repositionieren der Implantatteile resultierten minimale rotatorische Abweichungen von 0,136, 0,415, 0,072, 0,119, 0,204, 0,079°, maximal betragen sie 1,202, 1,968, 1,475, 1,394, 1,711 und 1,179°. Die Mittelwerte ergaben 0,357, 0,669, 0,512, 0,531, 0,415 sowie 0,361°.



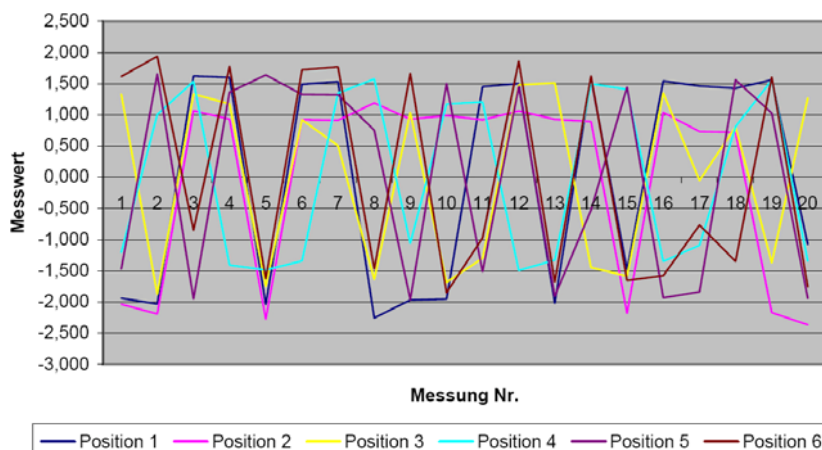
ITI-System. Person 3

Position 1–6: Basierend auf der Auswirkung der Trennung und Wiederbefestigung der einzelnen Implantatteile konnten rotatorische Positionsabweichungen des betreffenden Prüfkörpers ermittelt werden: minimal betragen sie 0,021, 0,108, 0,007, 0,024, 0,005 bzw. 0,073°, maximal wurden 1,147, 1,446, 1,216, 1,585, 0,888 und 0,758° gemessen. Die Mittelwerte ergaben durchschnittliche Abweichungen von 0,357, 0,669, 0,512, 0,531, 0,415 sowie 0,361°.



Steri Oss. Person 1

Position 1–6: Nach Lösen der Abutmentschraube und Demontage des Prüfkörper-Abutment-Komplexes und anschließender Rückpositionierung sowie Schraubenanziehung resultierte eine minimale rotatorische Lageveränderung zum ermittelten Nullwert von 1,075, 0,719, 0,053, 0,808, 0,525, 0,766°, maximal wichen die Messwerte um 2,257, 2,366, 1,876, 1,575, 1,961 und 1,936° ab. Durchschnittlich resultierten Werte von 1,676, 1,322, 1,270, 1,311, 1,504 sowie 1,556°.



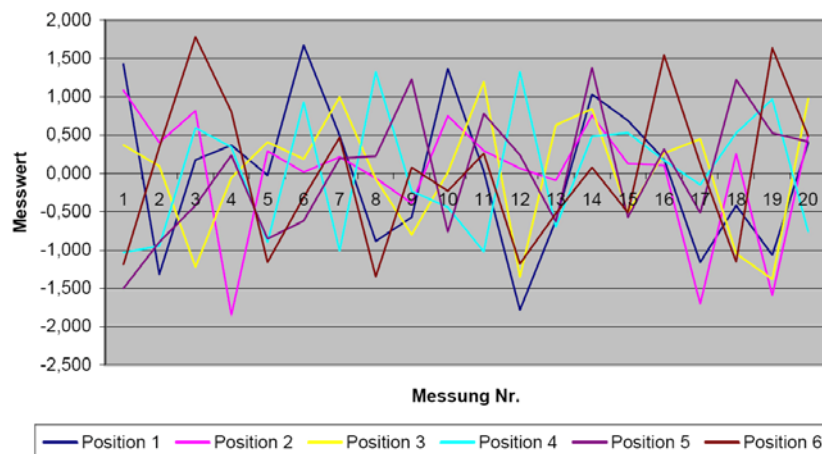
Steri Oss. Person 2

Position 1–6: Es entstand eine Rotation des Prüfkörpers von minimal 0,583, 0,445, 0,032, 0,513, 0,661, 0,450° sowie maximal 2,188, 2,581, 2,071, 1,631, 1,983 bzw. 1,841°. Die ermittelten Mittelwerte betrugen 1,285, 1,139, 1,148, 1,051, 1,144 sowie 1,261°.



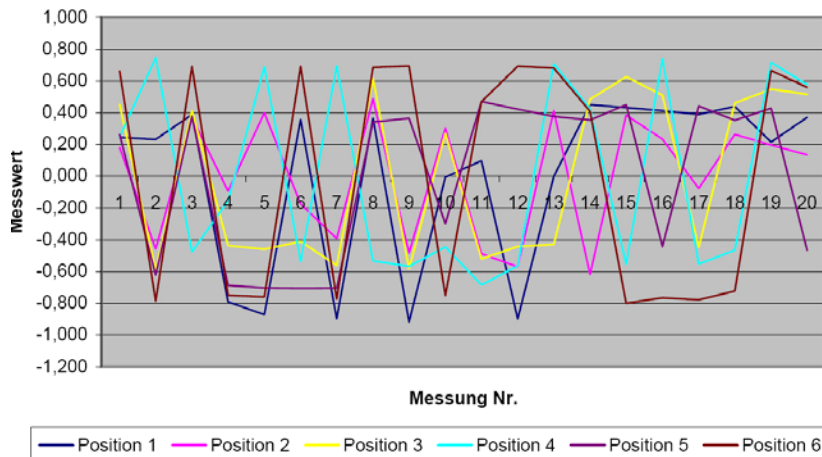
Steri Oss. Person 3

Position 1–6: Rotatorische Lageveränderungen von minimal 0,024, 0,017, 0,015, 0,148, 0,196, 0,077° und maximal 1,784, 1,850, 1,381, 1,326, 1,503 bzw. 1,783° konnten ermittelt werden. Mittelwerte: 0,784, 0,569, 0,644, 0,720, 0,677 sowie 0,761°



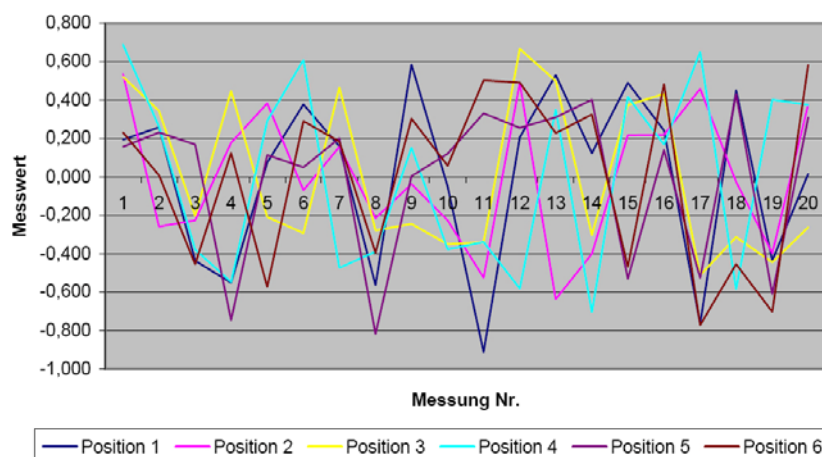
Camlog. Person 1

Position 1–6: Es konnten Auslenkungen des Prüfkörpers von minimal 0,002, 0,078, 0,270, 0,156, 0,263, 0,408° sowie maximal von 0,918, 0,619, 0,625, 0,746, 0,707 bzw. 0,800° nach Versuchsdurchführung festgestellt werden. Die Mittelwerte ergaben Abweichungen von 0,439, 0,336, 0,489, 0,554, 0,464, sowie 0,689°.



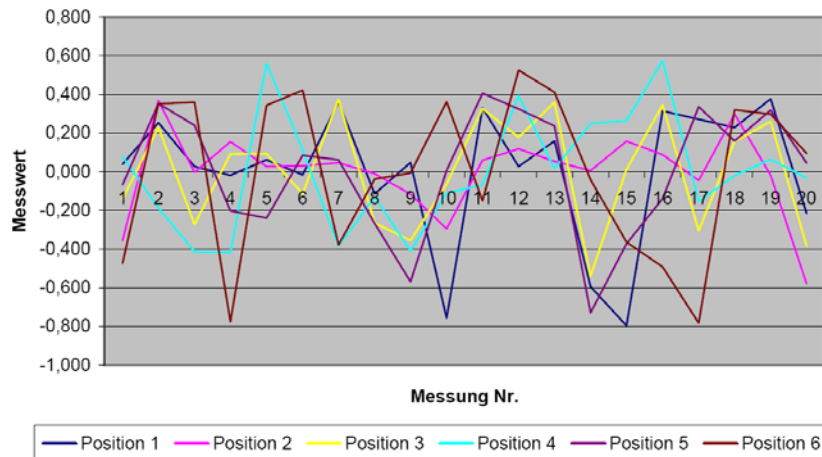
Camlog. Person 2

Position 1–6: Eine minimale Rotation von 0,016, 0,026, 0,204, 0,153, 0,005, 0,009° resultierte. Maximal verdrehte sich der Prüfkörper um 0,912, 0,637, 0,668, 0,705, 0,818 und, 0,773°. Durchschnittlich wichen die Messwerte um 0,371, 0,302, 0,375, 0,437, 0,323 bzw. 0,382° ab.



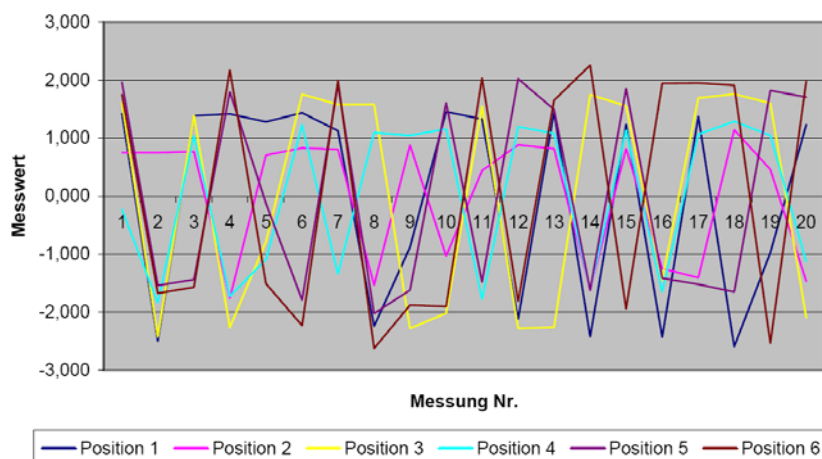
Camlog. Person 3

Position 1–6: Die Messungen ergaben Werte von minimal 0,016, 0,002, 0,013, 0,017, 0,008, 0,006° sowie maximal 0,796, 0,579, 0,539, 0,576, 0,728 und 0,782°. Durchschnittlich resultierten Abweichungen von 0,251, 0,142, 0,244, 0,232, 0,258 sowie 0,350°.



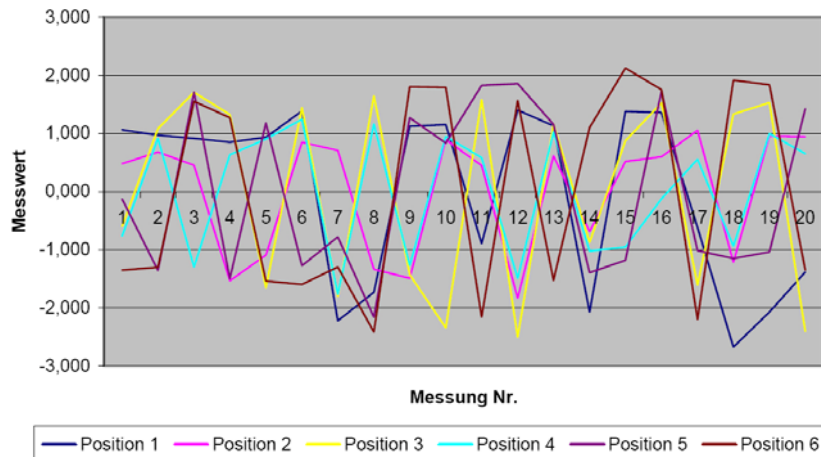
Astra Tech. Person 1

Position 1–6: Eine Verdrehung des Prüfkörpers entlang der Mittenachse des Implantates von minimal 0,880, 0,440, 0,783, 0,229, 0,124, 1,507° und maximal 2,595, 1,759, 2,425, 1,837, 2,025 und 2,626° konnte beobachtet werden. Mittelwerte von 1,617, 1,007, 1,786, 1,239, 1,622 sowie 1,967° konnten berechnet werden.



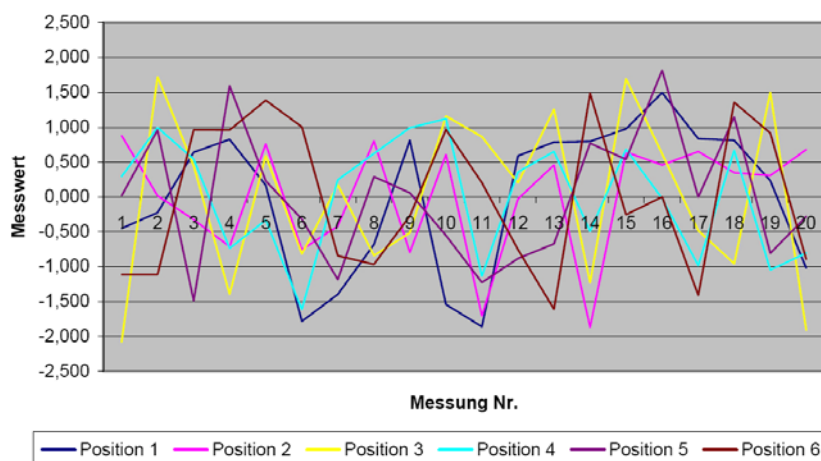
Astra Tech. Person 2

Position 1–6: Die De- und Remontage der Implantatteile ergab Abweichungen von minimal 0,617, 0,447, 0,601, 0,124, 0,129, 1,102° und maximal 2,675, 1,832, 2,502, 1,765, 2,160 bzw. 2,416°. Durchschnittlich betragen sie 1,367, 0,920, 1,522, 0,964, 1,299, 1,674°.



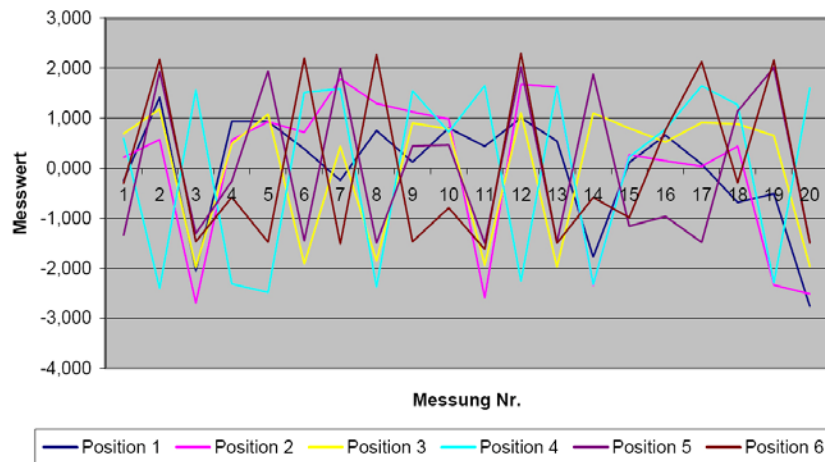
Astra Tech. Person 3

Position 1–6: Veränderungen von minimal 0,168, 0,016, 0,173, 0,022, 0,004, 0,001° sowie maximal 1,863, 1,869, 2,082, 1,614, 1,818, 1,609° im Vergleich zum Ausgangswert wurden gemessen. Die errechneten Mittelwerte ergaben 0,897, 0, 1,023, 0,717, 0,742 bzw. 0,924°.



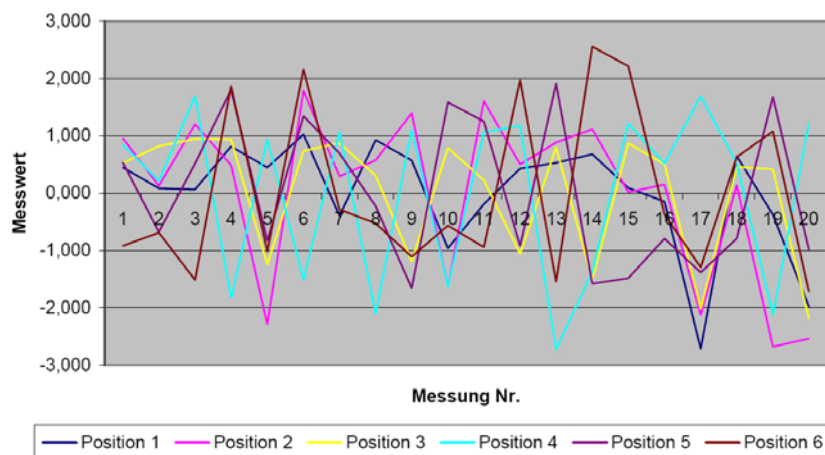
Replace Select. Person 1

Position 1–6: Es resultierten minimale rotatorische Veränderungen von 0,087, 0,042, 0,437, 0,230, 0,250, 0,286°, maximal betrug sie 2,758, 2,694, 1,973, 2,482, 2,025 sowie 2,299°. Mittelwerte: 0,825, 1,246, 1,160, 1,642, 1,387, 1,403°



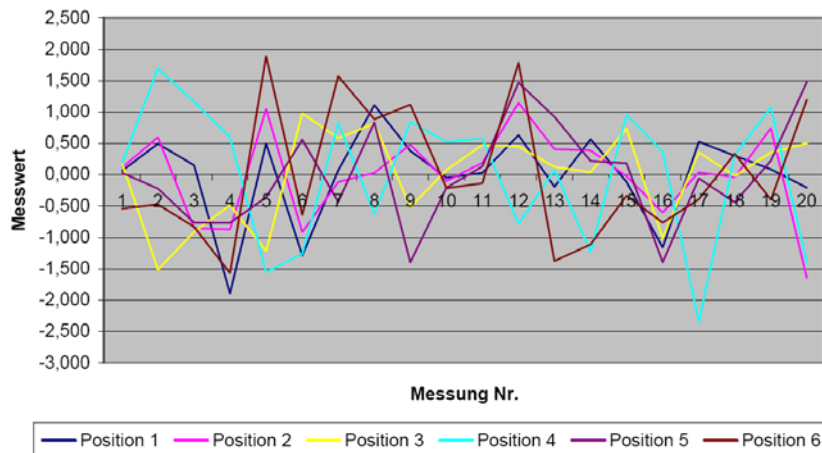
Replace Select. Person 2

Position 1–6: Um minimal 0,066, 0,020, 0,229, 0,212, 0,228, 0,285° sowie maximal 2,714, 2,678, 2,193, 2,725, 1,915 und 2,561° wichen die gemessenen Veränderungen vom Nullwert ab. Somit ergaben die Mittelwerte Werte von 0,677, 1,126, 0,922, 1,329, 1,134, bzw. 1,249°.



Replace Select. Person 3

Position 1–6: Die wiederholte Montage des Implantat-Abutment-Komplexes ergab Rotationen des Prüfkörpers um minimal 0,032, 0,026, 0,019, 0,081, 0,029, 0,137° sowie maximal 1,896, 1,645, 1,516, 2,347, 1,480, 1,890°. Die Mittelwerte ergaben Abweichungen von 0,491, 0,518, 0,568, 0,920, 0,605 und 0,878°.



4.1.1 Statistische Auswertung zur Rotation des Prüfkörpers

Zur Auswertung statistisch signifikanter Einflüsse wurde das Verfahren einer parameterfreien Varianzanalyse (Brunner-Analyse) gewählt. Zur genauen Erfassung der zu ermittelnden Beeinflussungen wurden Messdaten identisch angulierter Implantate (Implantat 1 und 6, Implantat 2 und 5 sowie Implantat 3 und 4) zusammengefasst und gleichzeitig betrachtet. Es wurde geprüft, ob statistisch signifikante Unterschiede in Bezug auf die getesteten Systeme oder die Versuchspersonen resultieren. Die ermittelten p-Werte sind im Sinne explorativer Werte zu betrachten, da keine α -Justierung erfolgte.

Position 1 und 6: Es konnten keine statistisch signifikanten Einflüsse der untersuchten fünf Systeme ($p=0,07647$) sowie bezüglich der ausführenden Testpersonen ($p=0,32261$) ermittelt werden.

Position 2 und 5: Die statistische Auswertung der ermittelten Messwerte ergab, dass statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der fünf Systeme ($p=0,00614$) existierten. Paarweise Vergleiche zeigten, dass Messwerte des Systems 3 von allen

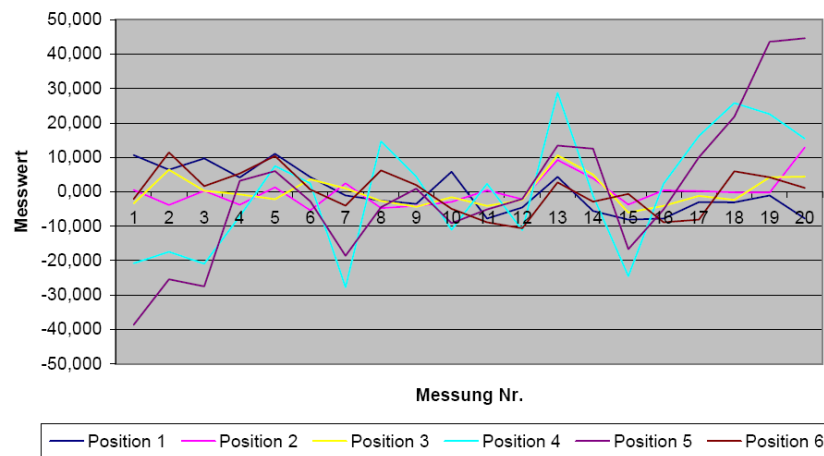
anderen Implantatsystemen (System 2, 3, 4 und 5) statistisch signifikant abwichen ($p < 0,001$, $p = 0,001$, $p < 0,001$, $p = 0,00076$). Ebenso konnte ein Einfluss der ausführenden Versuchsperson festgestellt werden ($p = 0,00995$): Der Vergleich zwischen Person 1 und 3 ($p = 0,00061$) sowie 2 und 3 ($p = 0,00254$) ergab statistisch signifikante Unterschiede.

Position 3 und 4: Die Testung der unterschiedlichen Implantatsysteme ergab statistisch signifikant unterschiedliche Messwerte ($p = 0,00363$). Für das System 3 erhobene Daten wichen von denen der vier weiteren untersuchten Systemen ab ($p = 0,00002$, $p < 0,001$, $p < 0,001$, $p = 0,00004$), ebenso konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen System 1 und 4 ($p = 0,00736$) sowie 1 und 5 ($p = 0,02694$) festgestellt werden. Es konnte ebenfalls ein Einfluss der Testpersonen auf die Messdaten ermittelt werden ($p = 0,01487$), da von Person 3 durchgeführte Versuche statistisch signifikant abweichende Messdaten zu Person 1 ($p = 0,00060$) und 2 ($p = 0,02533$) ergaben.

4.2 Höhenänderung entlang der Mittenachse des Implantats

ITI-System. Person 1

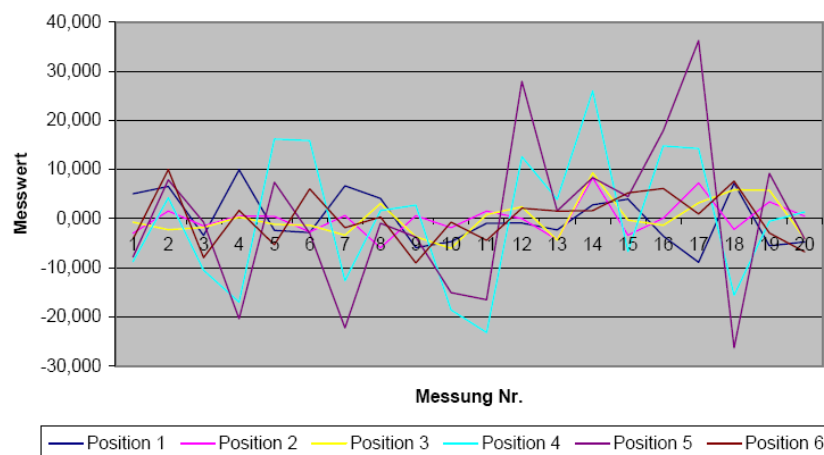
Position 1–6: Es zeigten sich minimale Lageveränderungen von 1,065, 0,180, 0,266, 1,138, 0,925, 0,615 μm , maximal betrugen sie 10,996, 12,879, 10,592, 28,735, 44,588 und 11,418 μm . Die Spannweite betrug 19,130, 18,321, 16,622, 56,531, 83,233 sowie 22,042 μm .



ITI-System. Person 2

Position 1–6: Die Messwerte wichen minimal um 0,892, 0,011, 0,317, 0,547, 0,745, 0,306 μm und maximal um 9,916, 8,310, 9,268, 25,973, 36,195, 9,952 μm ab.

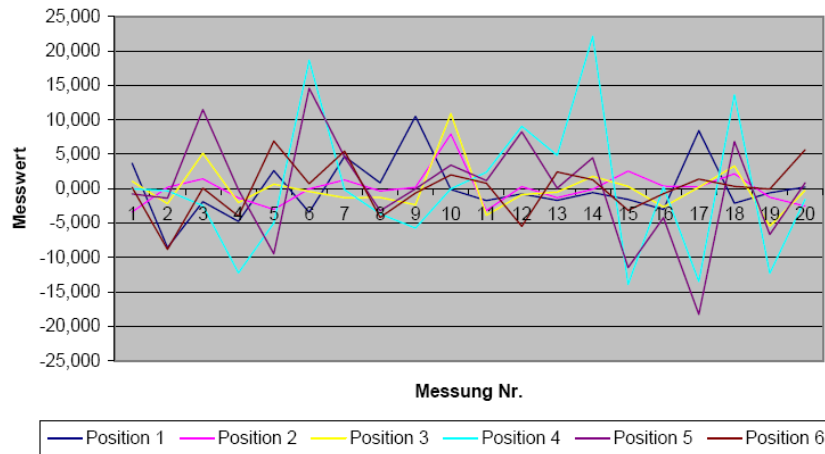
Die Spannweite der ermittelten Abweichungen ergab 18,786, 14,261, 15,308, 49,180, 62,477 und 18,968 μm .



ITI-System. Person 3

Position 1–6: Es zeigten sich Veränderungen von minimal 0,122, 0,044, 0,181, 0,025, 0,045, 0,051 μm und maximal 10,487, 7,935, 10,884, 22,145, 18,251, 8,833 μm .

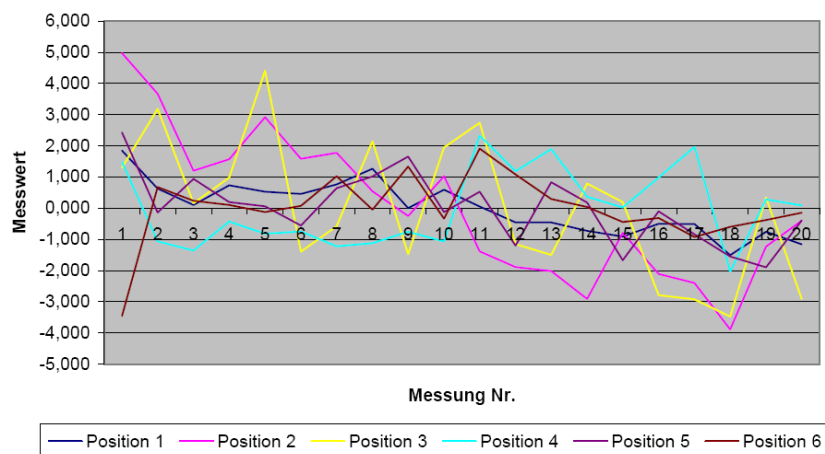
Spannweite: 19,070, 11,312, 16,330, 36,059, 32,808 und 15,716 μm .



Steri Oss. Person 1

Position 1–6: Die Trennung der Implantatteile sowie anschließende Zusammenführung dieser ergab Abweichungen von 0,003, 0,253, 0,157, 0,023, 0,063, 0,039 μm und maximal 1,849, 4,975, 4,405, 2,328, 2,427 und 3,456 μm .

Die Spannweite betrug 3,356, 8,861, 7,878, 4,360, 4,321 und 5,363 μm .



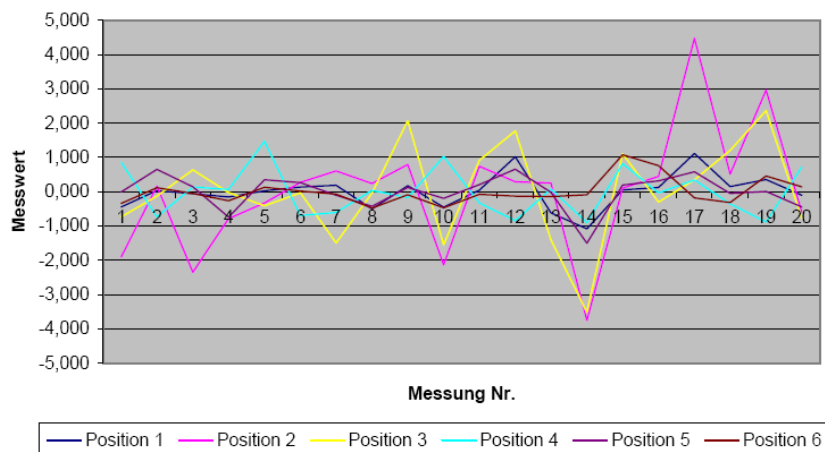
Steri Oss. Person 2

Position 1–6: Um minimal 0,020, 0,146, 0,041, 0,030, 0,035, 0,031 μm und maximal 1,014, 3,486, 4,376, 2,304, 2,174 bzw. 1,973 μm wichen die ermittelten Messwerte vom Nullwert ab. Die ermittelten Spannweiten ergaben Änderungen von 1,988, 6,729, 7,717, 3,678, 3,565 und 3,367 μm .



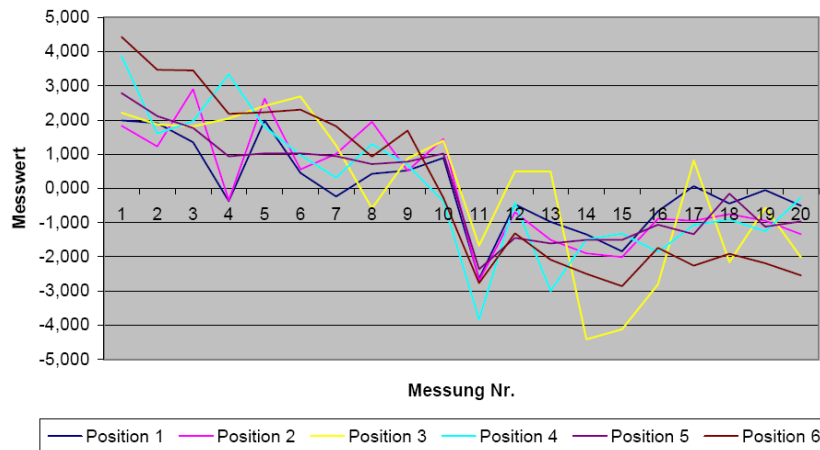
Steri Oss. Person 3

Position 1–6: Veränderungen von minimal 0,026, 0,104, 0,027, 0,030, 0,003, 0,018 μm und maximal 1,118, 4,471, 3,515, 1,470, 1,504, 1,078 μm resultierten. Die Spannweite ergab Werte von 2,197, 8,221, 5,879, 2,372, 2,163 sowie 1,553 μm .



Camlog. Person 1

Position 1–6: Höhenänderungen im Vergleich zum Ausgangswert von minimal 0,051, 0,346, 0,497, 0,273, 0,156, 0,278 μm sowie maximal 2,643, 2,898, 4,415, 3,863, 2,785 bzw. 4,427 μm wurden festgestellt. Es konnten Spannweiten von 4,627, 5,603, 7,101, 7,695, 5,151 und 7,285 μm ermittelt werden.



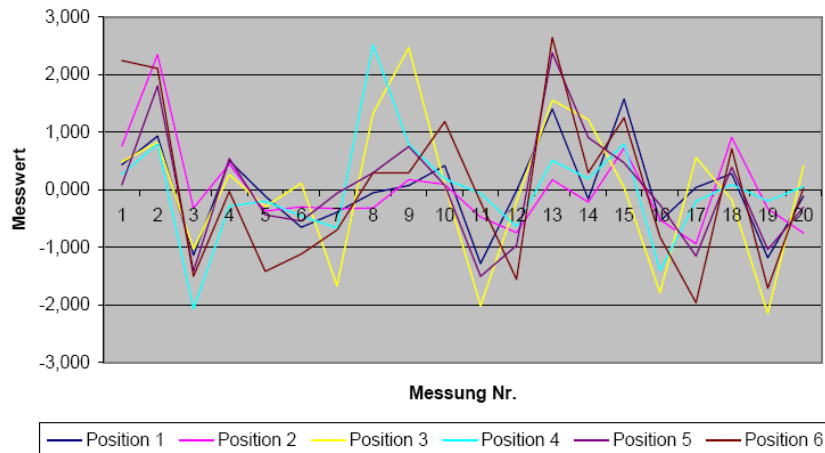
Camlog. Person 2

Position 1–6: Das Lösen und die darauf folgende Wiederverschraubung des Implantat-Abutment-Prüfkörper-Komplexes ergaben minimale Abweichungen von 0,013, 0,034, 0,064, 0,031, 0,026 sowie 0,040 μm , maximal betragen sie 1,927, 2,338, 3,174, 3,290, 2,269 bzw. 2,437 μm . Die ermittelte Spannweite beinhaltete vertikale Veränderungen von 3,356, 4,294, 5,778, 5,763, 4,237 und 4,349 μm .



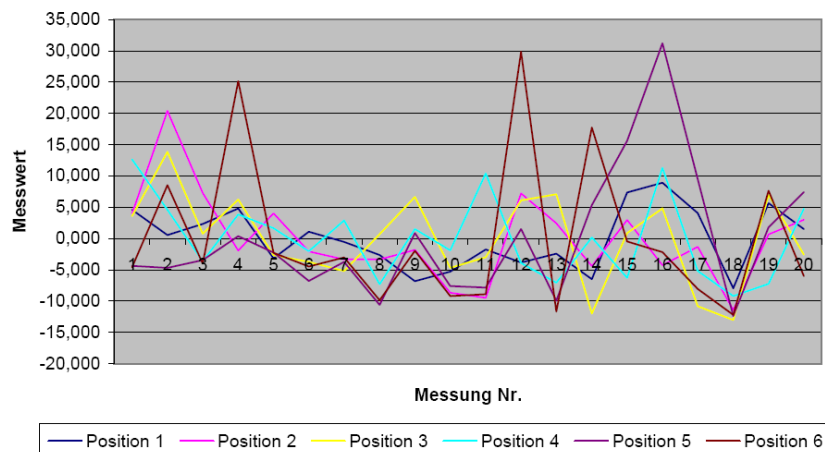
Camlog. Person 3

Position 1–6: Höhenänderungen des Prüfkörpers von minimal 0,017, 0,093, 0,040, 0,055, 0,062, 0,025 μm und maximal 1,572, 2,347, 2,468, 2,516, 2,378 und 2,644 μm konnten beobachtet werden. Die Spannweite betrug 2,854, 3,285, 4,617, 4,591, 3,881 bzw. 4,607 μm .



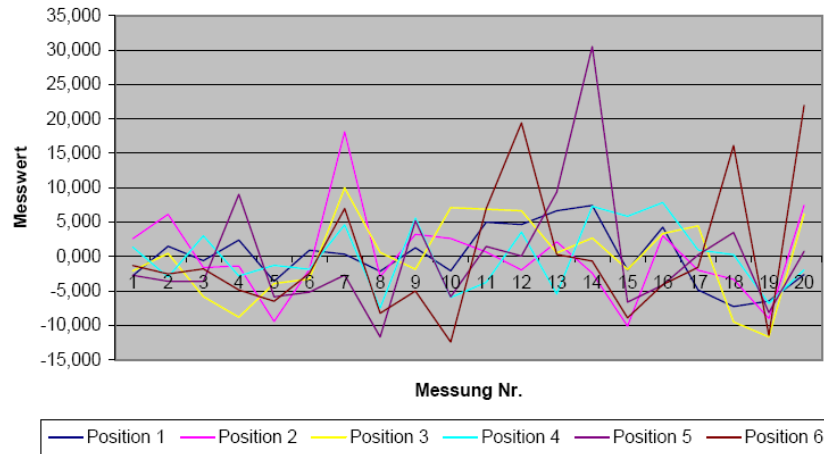
Astra Tech. Person 1

Position 1–6: Um minimal 0,544, 0,660, 0,703, 0,148, 0,389, 0,457 μm und maximal 8,909, 20,391, 13,852, 12,649, 31,197 und 29,832 μm wichen die ermittelten Messwerte vom Nullwert ab. Die berechnete Spannweite ergab Werte von 16,845, 31,812, 26,871, 21,835, 43,583 sowie 42,052 μm .



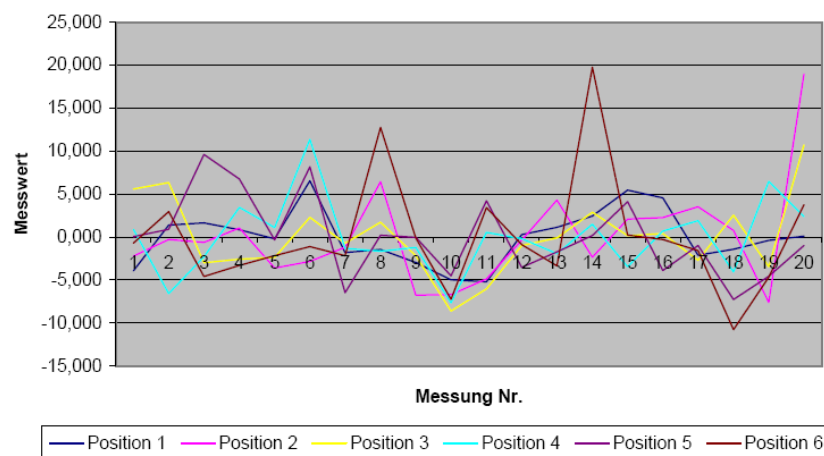
Astra Tech. Person 2

Position 1–6: Der Prüfkörper bewegte sich um minimal 0,348, 0,671, 0,476, 0,261, 0,081, 0,300 μm und maximal 7,411, 18,114, 11,675, 7,834, 30,495 bzw. 21,953 μm .
Spannweite der Werte: 14,691, 28,209, 21,636, 15,304, 42,162 und 34,375 μm .



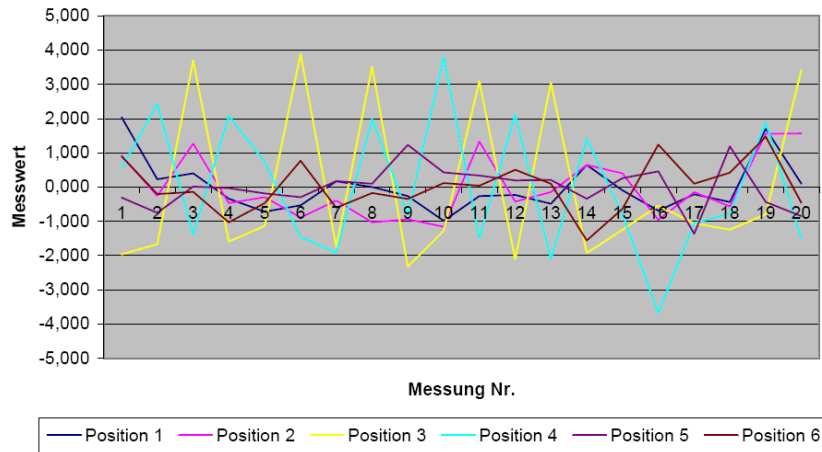
Astra Tech. Person 3

Position 1–6: Lageveränderungen von minimal 0,102, 0,279, 0,103, 0,191, 0,017, 0,101 μm und maximal 6,536, 18,981, 10,709, 11,371, 9,616 und 19,762 μm resultierten. Die Spannweite der für die einzelnen Positionen ermittelten Messwerte betrug 11,753, 26,577, 19,325, 19,029, 16,880 und 30,544 μm .



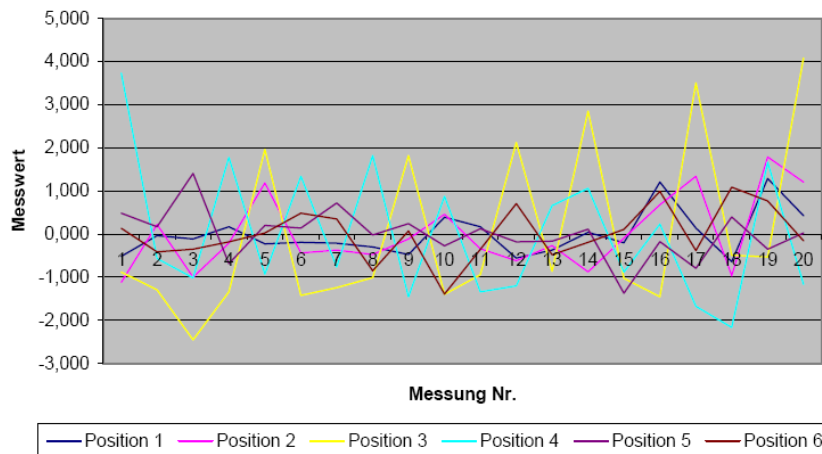
Replace Select. Person 1

Position 1–6: Die Messwerte ergaben Abweichungen von minimal 0,001, 0,146, 0,539, 0,562, 0,014, 0,039 μm und maximal 2,036, 1,569, 3,887, 3,798, 1,365 sowie 1,561 μm . Die Spannweite ergab 3,021, 2,726, 6,211, 7,472, 2,594 sowie 3,030 μm .



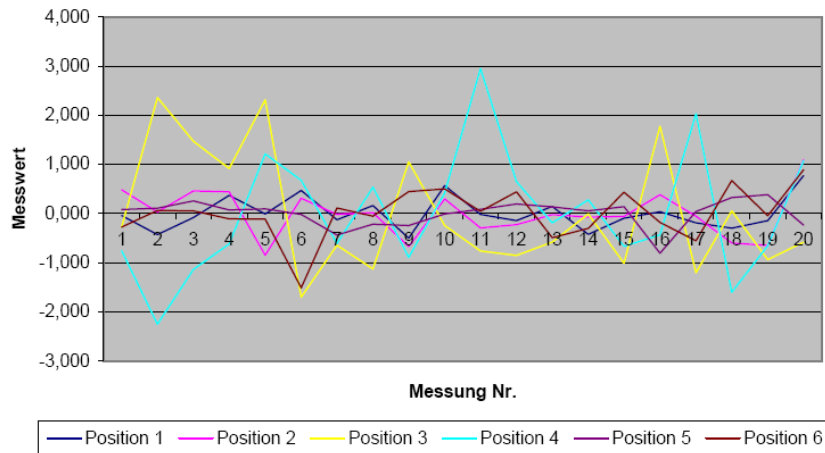
Replace Select. Person 2

Position 1–6: Der Prüfkörper veränderte seine Position um minimal 0,036, 0,094, 0,488, 0,230, 0,021, 0,028 μm und maximal 1,289, 1,790, 4,082, 3,731, 1,408 sowie 1,390 μm . Es resultierten Spannweiten von 1,930, 2,909, 6,537, 5,897, 2,782 und 2,478 μm .



Replace Select. Person 3

Position 1–6: Eine Abweichung von minimal 0,008, 0,017, 0,010, 0,189, 0,010, 0,046 μm sowie maximal 0,769, 1,095, 2,357, 2,949, 0,807, 1,512 μm in Bezug zum Nullwert wurde beobachtet. Es wurden Spannweiten von 1,272, 1,943, 4,059, 5,199, 1,190 sowie 2,400 μm berechnet.



4.2.1 Statistische Auswertung der Höhenänderung des Prüfkörpers

Position 1 und 6: Bei isolierter Betrachtung der einzelnen Systeme konnten statistisch signifikante Einflüsse der einzelnen Systeme ermittelt werden ($p=0,03775$): signifikante Unterschiede ergaben sich beim Vergleich von System 1 und 2 ($p=0,04348$), System 2 und 3 ($p=0,00492$), System 2 und 4 ($p=0,00326$), System 3 und 4 ($p=0,01543$) und System 4 und 5 ($p=0,00634$). Es konnte kein Unterschied bezüglich der durchführenden Personen ermittelt werden ($p=0,75046$).

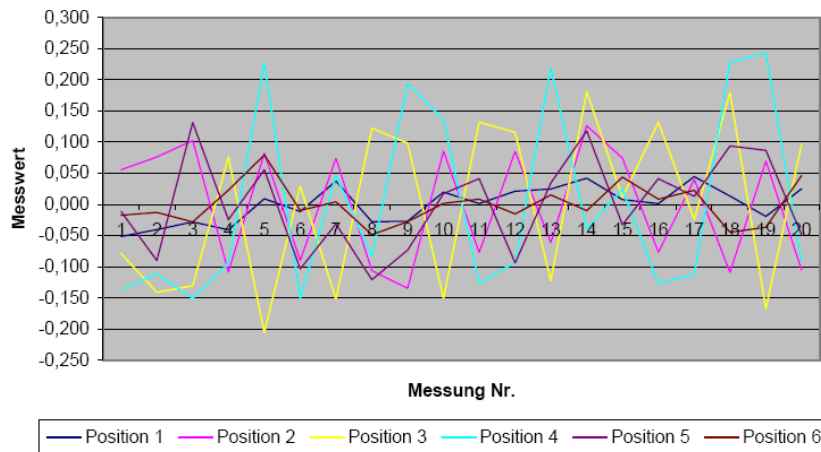
Position 2 und 5: Es konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den fünf untersuchten Systemen ausgemacht werden ($p=0,00008$). System 1 verhielt sich statistisch signifikant unterschiedlich zu allen weiteren Systemen ($p=0,00564$, $p=0,02642$, $p=0,01095$, $p=0,01431$), System 4 ebenso ($p=0,01095$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$). Ein statistisch signifikanter Einfluss der Versuchspersonen konnte nicht ermittelt werden ($p=0,48464$).

Position 3 und 4: Statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der untersuchten Systeme ($p=0,08606$) und der durchführenden Versuchspersonen ($p=0,87586$) konnten nicht festgestellt werden.

4.3 Verkippung des Prüfkörpers zur Mittenachse des Implantats

ITI-System. Person 1

Position 1–6: Um minimal 0,001, 0,040, 0,011, 0,024, 0,012, 0,002° und maximal 0,052, 0,135, 0,206, 0,243, 0,131 und 0,079° kippte der angebrachte Prüfkörper während des Versuchs. Die Mittelwerte ergaben Veränderungen um 0,025, 0,087, 0,117, 0,132, 0,063 sowie 0,025°.



ITI-System. Person 2

Position 1–6: Messwerte von minimal 0,001, 0,038, 0,010, 0,018, 0,004, 0,000° sowie maximal 0,045, 0,150, 0,226, 0,206, 0,106 und 0,075° wurden ermittelt. Mittelwerte von 0,022, 0,074, 0,096, 0,098, 0,052 sowie 0,022° resultierten.



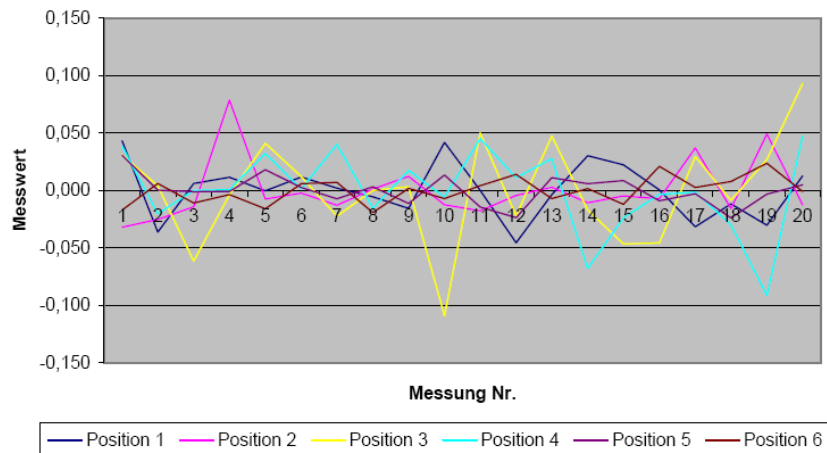
Steri Oss. Person 2

Position 1–6: Verkippende Änderungen von minimal 0,003, 0,006, 0,001, 0,003, 0,001, 0,007° und maximal 0,060, 0,118, 0,210, 0,097, 0,042 und 0,030° zeigten sich während der Versuchsdurchführung. Mittelwerte: 0,028, 0,044, 0,063, 0,038, 0,017 bzw. 0,0163°,



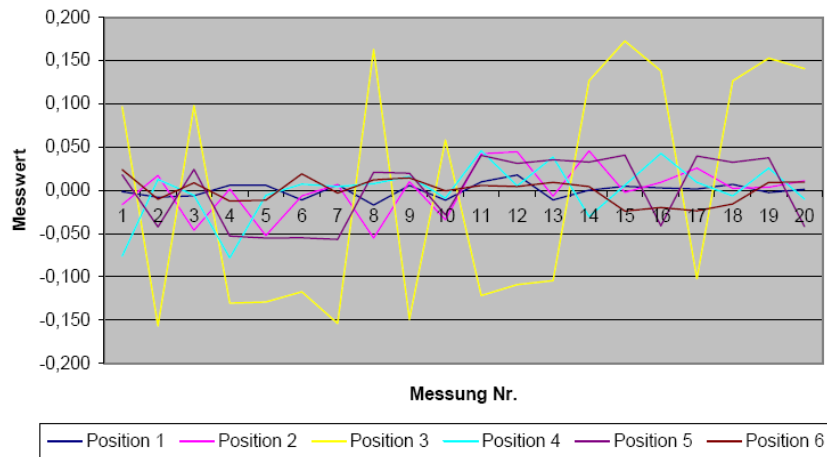
Steri Oss. Person 3

Position 1–6: Eine Verkippung von minimal 0,000, 0,001, 0,000, 0,000, 0,000, 0,001° und maximal 0,046, 0,079, 0,109, 0,092, 0,031 bzw. 0,024° resultierte. Es wurden Mittelwerte von 0,018, 0,018, 0,034, 0,026, 0,010 bzw. 0,009° ermittelt.



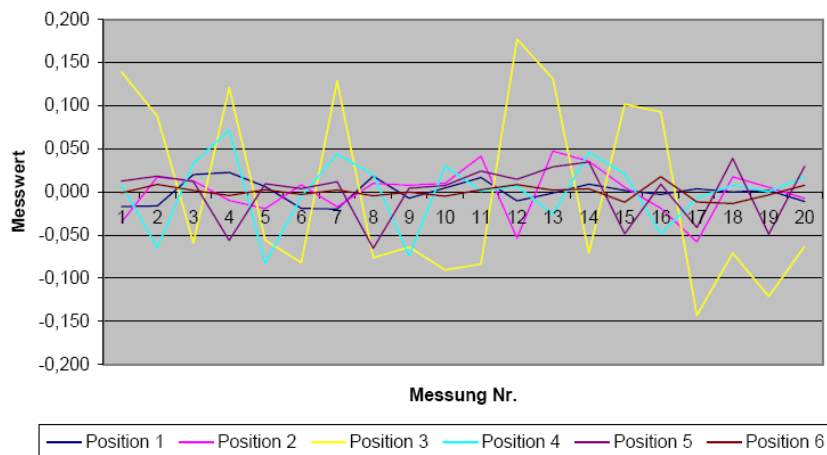
Camlog. Person 1

Position 1–6: Der Prüfkörper verkippte minimal um 0,000, 0,002, 0,058, 0,004, 0,018, 0,001° sowie maximal 0,018, 0,055, 0,173, 0,078, 0,057 sowie 0,024° entlang der Mittenachse des Implantates. Mittelwerte: 0,007, 0,022, 0,127, 0,022, 0,037 und 0,012°



Camlog. Person 2

Position 1–6: Es resultierten Abweichungen von minimal 0,000, 0,005, 0,056, 0,000, 0,004, 0,000° und maximal 0,023, 0,058, 0,177, 0,082, 0,066 und 0,018°, die Mittelwerte ergaben Werte von 0,011, 0,022, 0,098, 0,031, 0,026 bzw. 0,006°.



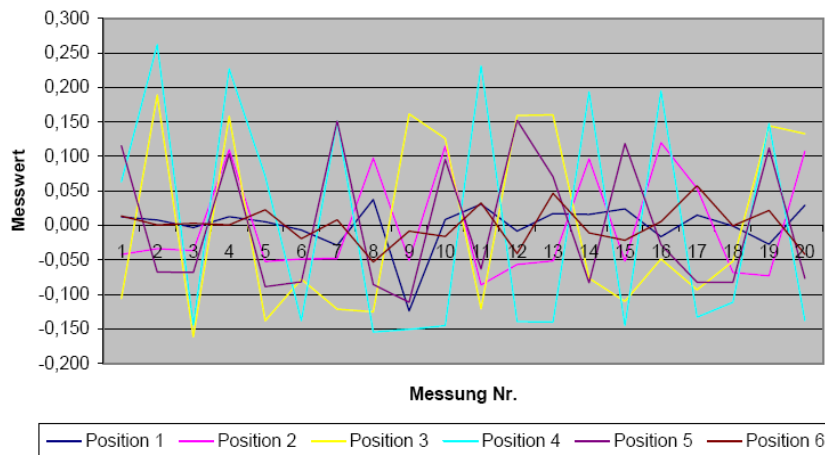
Camlog. Person 3

Position 1–6: Lageveränderungen von minimal 0,000, 0,001, 0,003, 0,000, 0,001, 0,000° und maximal 0,011, 0,048, 0,148, 0,059, 0,059, 0,023° wurden beobachtet. Es resultierten Mittelwerte von 0,004, 0,011, 0,063, 0,010, 0,021 sowie 0,006°.



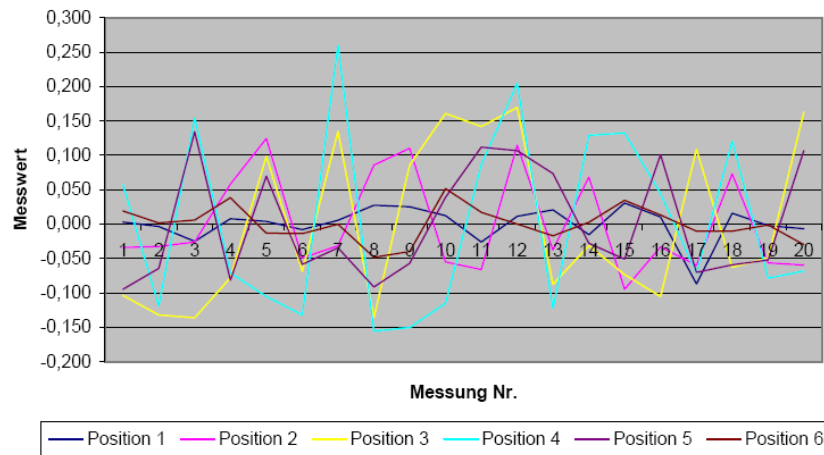
Astra Tech. Person 1

Position 1–6: Um minimal 0,001, 0,034, 0,048, 0,063, 0,028, 0,001° und maximal 0,124, 0,120, 0,189, 0,262, 0,152, 0,057° wichen die Messwerte vom Nullwert ab. Die Mittelwerte ergaben Veränderungen von 0,022, 0,070, 0,123, 0,154, 0,092 und 0,021°.



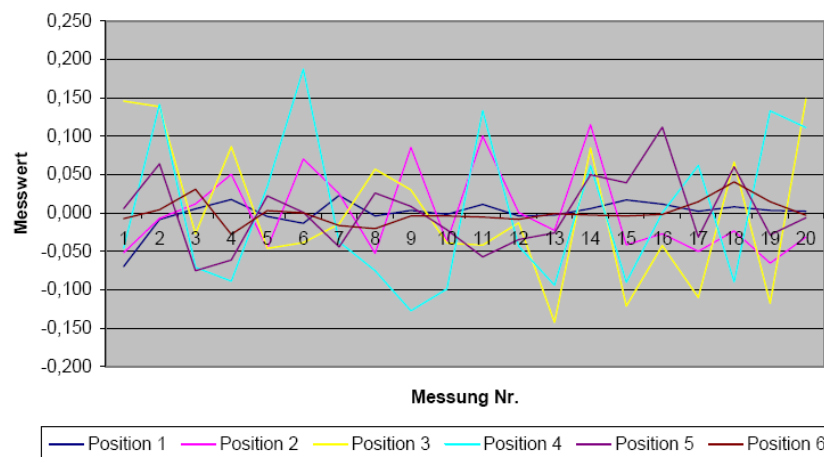
Astra Tech. Person 2

Position 1–6: Es zeigten sich Verkippungen von minimal 0,002, 0,026, 0,031, 0,045, 0,028, 0,000° und maximal 0,087, 0,124, 0,170, 0,260, 0,134 und 0,052°. Mittelwerte: 0,017, 0,063, 0,106, 0,119, 0,074 sowie 0,018°



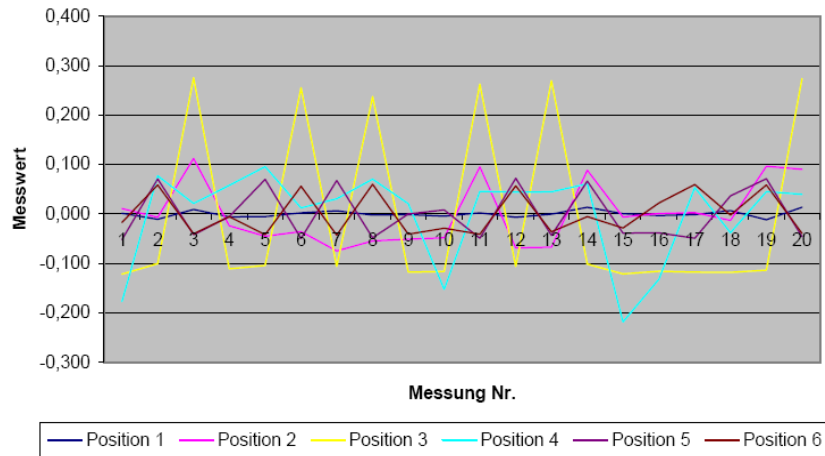
Astra Tech. Person 3

Position 1–6: Der Prüfkörper veränderte seine Position minimal um 0,002, 0,000, 0,013, 0,000, 0,001, 0,000° und maximal um 0,070, 0,115, 0,148, 0,187, 0,112 und 0,041°. Es resultierten Mittelwerte von 0,011, 0,046, 0,076, 0,086, 0,039 sowie 0,011°.



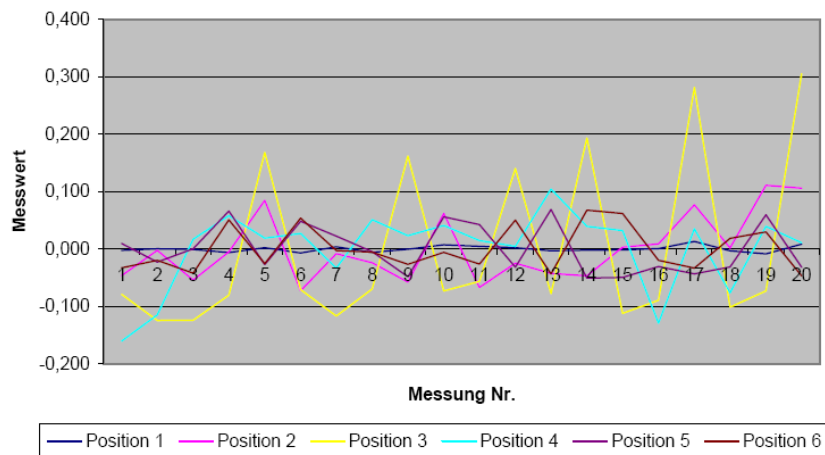
Replace Select. Person 1

Position 1–6: Um minimal 0,000, 0,001, 0,101, 0,012, 0,000, 0,002° und maximal 0,013, 0,112, 0,275, 0,218, 0,072 bzw. 0,060° wichen die Messwerte ab. Die Mittelwerte zeigten Veränderungen von 0,005, 0,050, 0,157, 0,072, 0,046, 0,037°.



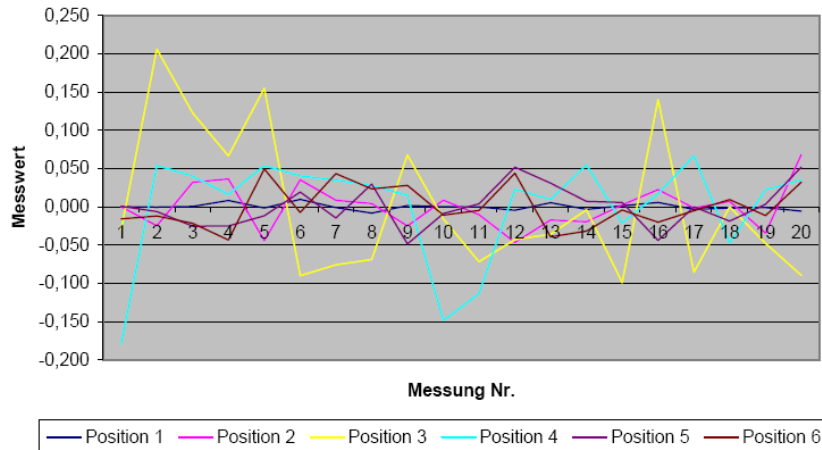
Replace Select. Person 2

Position 1–6: Lageveränderungen von minimal 0,000, 0,002, 0,057, 0,004, 0,000, 0,003° und maximal 0,013, 0,111, 0,305, 0,161, 0,069 sowie 0,068° konnten festgestellt werden. Mittelwerte: 0,004, 0,045, 0,125, 0,051, 0,037 bzw. 0,033°



Replace Select. Person 3

Position 1–6: Die Messwerte zeigten Abweichungen von minimal 0,000, 0,000, 0,000, 0,010, 0,000, 0,004°, maximal betrugen sie 0,010, 0,068, 0,206, 0,180, 0,052 und 0,049° im Vergleich zum Ausgangswert. Die ermittelten Mittelwerte zeigten Abweichungen von 0,003, 0,022, 0,076, 0,051, 0,020 sowie 0,023°.



4.3.1 Statistische Auswertung der Verkippung des Prüfkörpers

Position 1 und 6: Es konnten statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der Messdaten der untersuchten Systeme ausgemacht werden ($p=0,04150$): Die für System 5 ermittelten Werte wichen signifikant von den Messwerten der Systeme 1 ($p=0,04567$), 2 ($p=0,00104$) sowie 3 ($p=0,00253$) ab. Ein Einfluss der Testpersonen konnte nicht festgestellt werden ($p=0,81362$).

Position 2 und 5: Statistisch signifikante Einflüsse der Systeme konnten ermittelt werden ($p=0,00072$). Für das System 3 ermittelte Messdaten wichen signifikant von denen der anderen Systeme ab ($p<0,001$, $p=0,02552$, $p<0,001$, $p=0,00020$), ebenso verhielt es sich mit Messwerten des Systems 4 ($p<0,001$, $p=0,00326$, $p<0,001$, $p=0,00509$). Es konnte kein Einfluss der Versuchspersonen festgestellt werden ($p=0,15118$).

Position 3 und 4: Ein statistisch signifikanter Einfluss der Systeme ($p=0,25809$) sowie der Testpersonen ($p=0,25522$) konnte nicht ermittelt werden.

5 Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden fünf handelsübliche Implantatsysteme (ITI-System, Steri Oss, Camlog, Astra Tech und Replace Select) in Bezug auf ihre rotatorische und vertikale Lageänderung sowie Verkipfung nach mehrfacher De- und Remontage des Implantat-Abutment-Komplexes untersucht. Die Versuchsdurchführung erfolgte durch drei Testpersonen unterschiedlichen Kenntnisstandes der Thematik sowie der Fragestellung. Die betreffenden Personen lösten und befestigten die Verbindung von je sechs Implantatfixturen und -aufbauten eines Systems in 20facher Wiederholung. An den Abutments befestigte Prüfkörper wurden anschließend bezüglich ihrer Positionsänderung zur Ausgangssituation mittels Koordinatenmessmaschine vermessen. Die statistische Auswertung der ermittelten Messwerte erfolgte gemäß parameterfreier Brunner-Analyse.

Bezüglich rotatorischer Lageveränderungen war augenscheinlich, dass statistisch signifikante Unterschiede zwischen den ermittelten Messdaten der untersuchten fünf Systeme vorherrschten. Signifikant unterschiedlich stellten sich bei Auswertung der Messwerte der Tube-in-Tube-Verbindung der Firma Camlog bzw. ALTATEC GmbH im Vergleich zu den Verbindungen der vier weiteren untersuchten Implantatsysteme dar. Bei Gegenüberstellung der Messdaten ist ersichtlich, dass Tube-in-Tube-Verbindungen bei allen drei Versuchsdurchführungen der fünf Systeme am geringsten ausgeprägte rotatorische Lageveränderungen entlang der Mittenachse aufzeigten und somit eine gesteigerte Lagestabilität bezüglich der Rotation des Prüfkörpers als die Verbindungen der ebenfalls untersuchten Systeme aufwiesen. Des Weiteren wurden bei Auswertung der rotatorischen Veränderungen des Prüfkörpers an im Winkel von 15° fixierten Implantaten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Messdaten der konischen Implantat-Abutment-Verbindungen des Systems 1 mit Innenachtkant und 4 mit internem Doppelsechskant ($p=0,00736$) zu der Dreikanalinnenverbindung ($p=0,02694$) ermittelt, welche eine geringere Rotation der Dreikanalinnenverbindung im Vergleich zu den zwei angegebenen Systemen aufzeigten. Weiterhin war festzustellen, dass ein statistisch signifikanter Einfluss der Testpersonen bei gewinkelt positionierten Implantaten vorherrschte. Dieser konnte bezüglich der Testperson mit geringster implantologischer Kenntnis sowie Unkenntnis der Fragestellung im Vergleich zu den anderen Versuchspersonen nachgewiesen werden. Infolgedessen scheint zusätzlich

zur Auswahl des Implantatsystems das Ausmaß der Fertigkeiten bzw. die Übung der implantologisch tätigen Person zur Minimierung rotatorischer Lageveränderungen des Implantat-Abutment-Komplexes entscheidend, sodass implantologisch versiertere Personen exaktere Ergebnisse nach Remontage erzielen konnten.

Zur Veranschaulichung der Ausmaße vertikaler Repositionierungsgenauigkeiten wurden die Spannweiten dieser pro Implantatposition und Testperson berechnet. Eine Ermittlung der Mittelwerte besäße diesbezüglich nur unzureichenden Informationsgehalt, da lediglich die Spannweite der Werte die Variabilität der Position des remontierten Implantat-Abutment-Komplexes ausreichend beschreibt. Die statistische Auswertung der Messdaten zur Höhenänderung des Prüfkörpers zeigte statistisch signifikante Einflüsse der unterschiedlichen untersuchten Systeme in zwei von drei Fällen (Auswertung senkrecht sowie im Winkel von 5° positionierter Implantate) der drei Versuchsreihen auf: Die für konisch gestaltete Implantatverbindungen mit internem Doppelsechskant (Astra Tech) ermittelten Messdaten ergaben bei senkrecht inserierten Implantaten statistisch signifikante Unterschiede zu externen hexagonalen Verbindungen (Steri Oss), Tube-in-Tube-Verankerungen (Camlog) sowie Dreikanalinnenverbindungen (Replace Select). Diese Unterschiede können auf erhöhte vertikale Änderungen nach Remontage der Astra Tech-Abutments zurückgeführt werden. Statistisch signifikante Einflüsse des Systems konnten bei Auswertung der für senkrecht stehende Implantate erhobenen Daten ebenfalls für die Schraubenkonusverbindung mit Innenachtkant im Vergleich zu externen hexagonalen Verbindungen und Tube-in-Tube-Verankerungen beobachtet werden. Die Schraubenkonusverbindung mit Innenachtkant wies entscheidend deutlichere vertikale Änderungen als externe hexagonale Verbindungen auf: Insbesondere zeigten sich diese Unterschiede für die im Winkel von 15° fixierten Implantate. Es resultierten signifikant unterschiedliche Werte sowohl für Konusverbindungen mit Innenachtkant (ITI-System) als auch für Konusverbindungen mit Doppelsechskant (Astra Tech) im Vergleich zu den übrigen getesteten Systemen. Eine manuelle Repositionierung der Implantatkomponenten bei konisch gestalteten Innenverbindungen erwies sich mutmaßlich in der vorliegenden Untersuchung als weniger präzise, ebenso wirkte die Angulation der untersuchten Implantate beeinflussend. Die vertikalen Diskrepanzen nach Remontage des Implantat-Abutment-Komplexes scheinen nicht personen- bzw. behandlerbedingt zu sein, da diesbezüglich kein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden konnte.

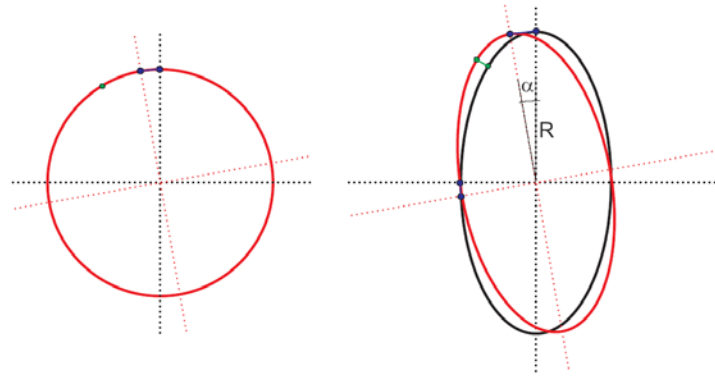
Den Prüfkörper verkippende Lageänderungen waren nur in sehr geringem Maße zu beobachten. Signifikant unterschiedlich verhielten sich die externen hexagonalen, Tube-in-Tube-Verankerungen und Dreikanalinnenverbindungen zu Schraubenkonusverbindungen mit Innenachtkant bei senkrecht inserierten Implantaten. Bei Vermessung 5° angulierter Implantate zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede von Tube-in-Tube-Verbindungen sowie Konusverbindungen mit Doppelsechskant zu den übrigen Implantatsystemen. Bei Vergleich der erhobenen Messdaten erscheinen Verkippungen des Prüfkörpers für Tube-in-Tube-Verbindungen geringer, für Konusverbindungen mit Doppelsechskant deutlicher ausgeprägt. Offensichtlich zeigte sich dieses Phänomen personenunabhängig, da statistisch signifikante Einflüsse der Versuchspersonen nicht festgestellt werden konnten.

Demnach scheinen handelsübliche Implantatsysteme rotations- und positionsunsicherer als angepriesen. Sowohl dem Implantologen als auch dem die prothetische Rekonstruktion anfertigenden Zahntechniker stehen derzeit vielfältige Möglichkeiten der Kompensation dieser Phänomene zur Verfügung. Beispielsweise beinhalten Publikationen Ratschläge zur Fehlerbehebung intraoraler prothetischer Komplikationen (Khraisat et al. 2002). Zur Gewährleistung eines hochwertigen, spannungsfreien und positionssicheren Zahnersatzes sollte diesen Positionsveränderungen jedoch vorgebeugt werden; bis dato scheint eine Behebung des skizzierten Problems offensichtlich nicht vollständig erfolgt zu sein.

Zur Verdeutlichung der Auswirkungen dieser Positionsabweichungen sei in Bezug auf rotatorische Lageänderungen des Implantat-Abutment-Komplexes erwähnt, dass eine zunächst relativ gering erscheinende Winkelabweichung bei Umrechnung der Distanz in [µm] anschaulicher wirkt. Schon bei Betrachtung eines runden Körpers erscheint dies eindrucksvoll: Unter Zuhilfenahme der mathematischen Formel

$$2 \cdot \pi \cdot r \cdot x^\circ / 180^\circ$$

resultiert bei einem angenommenen Radius von 2 mm sowie einem Winkelfehler von 0,7° eine Positionsänderung des Körpers um 40 µm. Da Implantataufbauten häufig jedoch keine rotationssymmetrische, runde Form aufweisen, sondern ellipsenförmig gestaltet sind, würde eine zusätzliche räumliche Änderung erfolgen (s. grüne Markierung).



Anhand der angeführten Veranschaulichung wird ebenso deutlich, dass aufgrund einer Korrelation von Radius R und Winkelfehler α Rotationen entlang der Mittenachse des Implantates bei verschiedenen Designs von Implantat-Abutment-Verbindungen unterschiedliche Ausmaße annehmen können. Diese mathematische Grundlage könnte als Erklärungsansatz für die im Rahmen der Untersuchung festgestellten differierenden Rotationsmöglichkeiten des Implantataufbaus innerhalb des Implantatkörpers dienen: Demnach könnten sich Winkelfehler bei beispielsweise hexagonalen Verbindungen deutlicher auswirken. Tube-in-Tube-Verbindungen besäßen demzufolge die genaueste Passung mit minimierter Rotationsmöglichkeit.

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden die zu untersuchenden Implantate regulär bezogen. Demnach war eine Unkenntnis der Hersteller bezüglich des Verwendungszweckes dieser gewährleistet, sodass Einflussnahmen auf die Fertigungstoleranz ausgeschlossen werden können. Somit konnten willkürlich ausgewählte, für die Implantation in menschlichen Knochen produzierte Implantate ohne Modifikation bezüglich ihrer Lagestabilität bei mehrfachem Lösen und Wiederbefestigen des Implantat-Abutment-Komplexes getestet werden.

Vielfältige Versuchsaufbauten implizieren eine Befestigung der Implantate innerhalb eines Kunststoffblockes zur Positionssicherung und Imitation des Verhaltens von knöchernem Gewebe (Martin et al. 2001, Piermatti et al. 2006, Vigolo et al. 2005, Khraisat et al. 2002). Aufgrund der mangelnden Dimensionsstabilität (Quellung sowie Schrumpfung) kunststoffhaltiger Werkstoffe, und Beeinflussung dieser durch wechselnde Umgebungstemperaturen, erschien diese Befestigungsmaßnahme jedoch ungünstig. Publikationen beinhalten weiterhin Fixierungsmöglichkeiten von Implantaten in Aluminiumblöcken (Cehreli et al. 2004); dieses Material war aufgrund seiner Verformbarkeit und geringen Härte für den vorliegenden Versuchsaufbau nicht geeignet. Aus diesen Gründen wurde ein für diese Versuchsreihe fabrizierter V4A-

Stahlblock zur Befestigung der Implantatkörper gewählt um den Einfluss der Umgebungstemperatur und -feuchtigkeit zu minimieren.

Die Vorfixierung der Implantate diente einer Positionssicherung dieser. Zur definitiven Befestigung wurden verbliebene Hohlräume mit einem fließfähigen Kaltpolymerisat aufgefüllt; aufgrund der vorliegenden geringen Schichtdicke des Materials birgt die nicht exakte Dimensionsstabilität kein Risiko einer Stellungsänderung des Implantatkörpers in sich.

Die zu untersuchenden Implantate wurden einer klinischen Situation gemäß in unterschiedlichen Angulationen fixiert. Die Resultate der vorliegenden Untersuchungen zeigen auf, dass für unterschiedlich angulierte Implantate abweichende Messergebnisse der Lageänderungen zu verzeichnen waren. Ebenfalls wird durch unterschiedlich geneigt inserierte Implantate eine präzise prothetische Rekonstruktion aufgrund weiterer Aspekte erschwert: Abdrucknahmen geraten umso unpräziser, je angulierter das Implantat inseriert wurde (Assuncao et al. 2004, Heckmann et al. 2004). Demnach wirkt sich eine Lageinstabilität des Implantat-Abutment-Komplexes, wie in der vorliegenden Untersuchung aufgezeigt, zusätzlich nachteilig auf die Präzision prothetischer Konstruktionen aus.

Die Passung der Implantatkomponenten sowie des Abutments und der Suprakonstruktion wirkt auf den Implantationserfolg beeinflussend (Sahin et al. 2002, Hansson 2000, Balshi 1996), dieser Aspekt wurde einleitend bereits beschrieben.

Untersuchungen des Implantat-Abutment-Komplexes stellen demzufolge einen Themenschwerpunkt heutiger implantologischer Forschung dar: Beispielsweise wurden unterschiedlichste Designs der Implantatbestandteile (Erneklint et al. 2006), Modifikationen dieser (Ding et al. 2003), Materialermüdungsresistenzen (Khraisat et al. 2002), unterschiedliche Implantat-Abutment-Verbindungen bei Langzeitbelastung (Merz et al. 2000) sowie Schraubenlockerungen bei verschiedenen Verbindungen (Kitagawa et al. 2005) bis dato erforscht.

Somit beinhalten Publikationen auch Forschungen bezüglich der im Rahmen der vorliegenden Untersuchung getesteten Systeme; getroffene Aussagen werden im folgenden Abschnitt dargestellt. Zunächst seien Implantatsysteme mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung erwähnt, um erfolgte Beobachtungen systematisch beschreiben zu können.

Die seit 1999 existierende Schraubenkonusverbindung mit Innenachtkant des ITI-Systems (Institut Straumann AG) soll demnach eine Möglichkeit der exakten vertikalen

Positionierung sowie *self-locking characteristics* aufweisen (Scacchi et al. 2000, Sutter et al. 1993). Zusätzlich gewährleiste eine konische Implantat-Abutment-Verbindung eine verstärkte Widerstandsmöglichkeit des Implantates gegen Biegebeanspruchungen (Norton 1997, Norton 1999, Chee et al. 1999). Aufgrund des auf Friktion basierenden Haftmechanismus der Implantatkomponenten und der vergrößerten Kontaktfläche resultiere eine verstärkte Implantat-Abutment-Verbindung, welche bei unterschiedlicher Belastung ein Ablösen des Abutments verhindere (Merz et al. 2000). Ebenso würden bei einem verbleibenden Spaltraumes kleiner als 10 µm zwischen den Komponenten Vibrations- und Mikrobewegungen der Abutmentschraube verhindert werden (Khraisat et al. 2002). Kitagawa et al. zeigten auf, dass Konusverbindungen unter dynamischer Belastung eine geringere Mobilität als externe hexagonale Verbindungen sowie keine rotatorischen Lageveränderungen aufwiesen (Kitagawa et al. 2005). Demnach besäßen Konusverbindungen mit Innenachtkant den Komplex stabilisierende sowie rotationsverhindernde Eigenschaften nach Befestigung der Abutmentschraube mit einem torque von 20 N (Merz et al. 2000, Maeda et al. 2006).

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung zeigte die konische Verbindung mit Innenachtkant Maximalwerte von Rotationen von 1,968°, Höhenveränderungen in einer maximalen Spannweite von 83,233 µm sowie Verkippungen von bis zu 0,254° bei wiederholtem Aufsetzen des Abutments auf das Implantat und nach Befestigung der Abutmentschraube mit der Hand und ohne definierten Torque. Eine mögliche Erklärung für die verstärkte vertikale Änderung nach Demontage könnte die Repositionierung des Abutments mithilfe des mitgelieferten Schraubendrehers und nicht mittels Ratsche darstellen. Kegerverbindungen gewährleisten einen exakt zentrischen Sitz der Komponenten, wenn eine axiale Verspannung der Bauteile (Implantatkörper und Abutment) mittels Schraube erreicht wird. Das Werkstoffverhalten, die Passtoleranz sowie die verwendete Schraube stellen entscheidende Faktoren für einen optimalen Fügevorgang dar. Charakteristisch für Kegerverbindungen ist der sogenannte Aufschub- eine axiale Relativverschiebung, welche durch den genau definierten Anzug der Schraube einen entsprechenden Fugendruck ausübt, sodass eine gegen Rotation gesicherte reibschlüssige Verbindung resultiert. Dieser Aufschub kann bei bekannter Rauigkeit und exaktem Kegewinkel eine definierte Größe darstellen. Jedoch bleiben herstellungsbedingte Passtoleranzen diesbezüglich unberücksichtigt und können zu weiteren vertikalen Ungenauigkeiten führen. Ein ebenfalls nicht zu unterschätzender Faktor, der aus der Remontage des Abutments, d.h. der Vorspannung der Schraube mit

idealem Drehmoment, resultiert, ist eine Verringerung der übertragbaren Kräfte und Momente, da die Haftreibung aufgrund der Glättung der initialer Rauigkeiten verringert wird. Somit scheint der Vorspannung der Schraube eine zentrale Rolle der Fügung der konischen Verbindungen zuzukommen (Roloff & Matek 2005). Jedoch wird in vom Hersteller herausgegebenen Handbüchern empfohlen, bei prothetischen Teilschritten die Implantat-Abutment-Verbindung mittels Schraubendreher zu erreichen; eine Verwendung der Ratsche wird zum Zeitpunkt der definitiven Eingliederung der prothetischen Suprakonstruktion empfohlen (Anleitung Prosthetics und Surgical, Institut Straumann AG). Bei derart ausgeprägter vertikaler und rotatorischer Positionsabweichung des Implantataufbaus erscheint eine hoch präzise Anfertigung besonders von weitspannigen prothetischen Konstruktionen nicht möglich, dies könnte gesteigerte prothetische Komplikationen bedingen.

Astra Tech-Implantate besitzen ebenfalls eine bereits beschriebene Konusverbindung mit internem Doppelsechskant. In Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass die interne konische Gestaltung des Astra Tech-Implantats eine geringere bakterielle Besiedelung des Halsbereiches des Implantates sowie eine gesteigerte Stabilität gegen Mikrobewegungen des Implantat-Abutment-Komplexes hervorruft (Norton 2000a, Norton 2000b, Norton 2006). Zum Forschungsschwerpunkt der Rotationsstabilität interner Doppelsechskantverbindungen konnten keine Publikationen aufgefunden werden. Für interne hexagonale Verbindungen ähnlichen Aufbaus werden jedoch folgende Aussagen getroffen: Eine erleichterte Implantat-Abutment-Verbindung, die Möglichkeit einer einzeitigen Operationsweise, eine verstärkte antirotatorische Eigenschaft aufgrund einer vergrößerten Haftfläche sowie ein niedriges Rotationszentrum, welches weniger anfällig für laterale Kräfte ist, werden als entscheidende Vorteile dieser Verbindung betrachtet (Maeda et al. 2006). Negativ wirke sich eine stärkere Beanspruchung des Komplexes bei Belastung aufgrund einer gering ausgeprägten Wanddicke der Implantatfixtur aus (Maeda et al. 2006). Eine gegenüber dem externen Sechskant verbesserte antirotatorische Eigenschaft des Innensechskants konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht bestätigt werden, da mit $2,675^\circ$ die Rotationsfreiheit ähnlich der des im folgenden Abschnitt diskutierten Außensechskants erscheint. Der interne Doppelsechskant wird in diesem Implantatsystem mit einer Konuspassung verbunden. Bei dieser Verbindung dient der Sechskant zur antirotatorischen Fixierung der prothetischen Hilfsteile während des Herstellungsprozesses der prothetischen Suprastruktur, die Konuspassung hingegen entfaltet erst ihre Funktion nach

Verspannung mittels Schraube. Erst nach Befestigung der Abutmentschraube mit einem definierten Torque werden die antirotatorischen Eigenschaften, die sog. Selbsthemmung, der Konuspassung wirksam. Sofern die Halteschraube nicht mit einem definierten Torque, welcher die Konuspassung initiiert, befestigt ist, können Positionsabweichungen bei Reposition der Aufbauten auftreten.

Hierbei waren Spannweiten der Höhenänderungen von bis zu 43,583 μm und Verkippungen von 0,262° zu verzeichnen, welche, im Rahmen der Begrenzung der Untersuchung, offensichtlich im Widerspruch zu dem Anspruch stehen, präzise Grundbedingungen für einen maximal passiv sitzenden und passgenauen Zahnersatz zu schaffen.

Die weiteren untersuchten Implantatsysteme wiesen horizontale Implantat-Abutment-Verbindungen auf:

Ein weitreichend untersuchtes Design der Implantat-Abutment-Verbindung stellt die externe hexagonale Verbindung dar; auf ihr basieren vielfältige Modifikationen der Verankerung von Implantatfixtur und -aufbau (Ding et al. 2003). Hexagonale Verankerungen werden aufgrund der starken Belastung der Komponenten bei Beanspruchung als kritisch betrachtet, diese konzentriert sich auf die jeweiligen Spitzen der hexagonalen Struktur. In diesen *high-stress areas* der Passung können Frakturen der Komponenten beginnen (Pilkey 1997, Akour 2005).

Das Implantatsystem SteriOss repräsentierte in dem vorliegenden Versuch die beschriebene Verankerungsform. Eine Möglichkeit der zweizeitigen Einheilung dieses Implantattyps, dessen antirotatorische Eigenschaft sowie eine Kompatibilität der Komponenten mit verschiedenen Implantatsystemen sollen als entscheidende Vorteile dieser Verbindungsstruktur gelten (Maeda et al. 2006). Es können bei Recherche kontroverse Aussagen bezüglich der Rotationsstabilität externer hexagonaler Verbindungen beobachtet werden: Nachteilig scheinen sich Mikrobewegungen der Implantatkomponenten, aufgrund des relativ hohen Rotationszentrums rotatorische bzw. laterale Lageveränderungen des Implantataufbaus sowie ein entstehender *micro gap* zwischen den Implantatteilen auszuwirken. Weiterhin besteht aufgrund von Passungenauigkeiten ein gesteigertes Risiko für Schraubenlockerungen sowie für Brüche der Implantatkomponenten (Maeda et al. 2006, Ding et al. 2003). Merz et al. geben an, dass, im Vergleich zu einer bisher geltenden Mindesthöhe von 1,2 mm, externe hexagonale Verbindungen mit einer als 2 mm geringeren vertikalen Dimensionierung ein gesteigertes Komplikationsrisiko aufweisen (Merz et al. 2000). Für

UCLA Abutments konnte eine direkte Korrelation von hexagonaler Unpassung und Lockerung des *screw joint* ermittelt werden (Binon 1995, Binon 1996a, Binon 1996b). Tan & Nicholls untersuchten Belastungsbeanspruchungen externer hexagonaler Verankerungen bei unterschiedlicher Positionierung der hexagonalen Passungen zueinander und konnten aufzeigen, dass die Vorspannung der Schraube externer hexagonaler Verbindungen mit dem Design des Abutments, dem Schraubendurchmesser und Schraubenmaterial sowie dem Anzug respektive dem Drehmoment zum Anziehen der Schraube assoziiert ist (Tan & Nicholls 2001). Diese aus der Maschinenbaulehre bekannten Faktoren beeinflussen eine Schraubenspannverbindung maßgeblich (Roloff & Matek 2005). De Barros Carillho et al. zeigten bei Untersuchung der Rotation interner hexagonaler Passungen durchschnittliche Abweichungen von $5,5 \pm 1,9^\circ$; 41,33% der untersuchten Verbindungen wichen jedoch mehr als 5° vom ermittelten Ausgangswert ab. Die Ermittlung rotatorischer Lageveränderungen von externen hexagonalen Implantat-Abutment-Verbindungen ergab durchschnittliche Werte von $2,9 \pm 0,3^\circ$. 93,33% dieser rotierten um weniger als 3° (de Barros Carillho et al. 2005). In der hier vorliegenden Untersuchung rotierte die externe hexagonale Implantat-Abutment-Veränderung maximal um $2,581^\circ$, in vertikaler Dimension waren Änderungen bis zu $8,861 \mu\text{m}$ zu verzeichnen. Verkippungen von maximal $0,220^\circ$ resultierten. Demnach erwies sich die rotatorische Lagestabilität der Verbindung als innerhalb der von Binon aufgestellten Richtwerte. Bezüglich der hier diskutierten Verbindungen von Einzelkomponenten ist eine Spielpassung erforderlich, um ein Ein- und Ausgliedern bzw. Fügen der Bauteile zu ermöglichen. Des Weiteren sind herstellungsbedingte Passtoleranzen zu berücksichtigen. Für das einwandfreie Funktionieren der Bauteile müssen alle funktionsbedingten Eigenschaften der Bauteile (z.B. die Maß- und Formgenauigkeit sowie Oberflächengüte) aufeinander abgestimmt sein. Ein exaktes Einhalten der angegebenen Maße bzw. der idealgeometrischen Form der Bauteile ist infolge resultierender Ungenauigkeiten während des Fertigungsverfahrens nahezu unmöglich. Somit sind bei der Herstellung von Bauteilen bestimmte Grenzwerte herstellerabhängig vorgegeben, woraus sich unterschiedliche Toleranzen wie z.B. Maßtoleranz und Rauheitstoleranz ergeben (Roloff & Matek 2005, Felber & Felber 1986).

Polygonprofile Verbindungen in Kombination mit einer Tube-in-Tube-Verankerungen stellen eine bis dato relativ unerforschte Modifikation der Implantat-Abutment-Verbindung dar. Herstellerangaben zufolge bieten die drei angebrachten Nuten bei

einer Passung mit weit reichendem Radius eine Sicherung der Rotationsstabilität (www.camlog.de). Untersuchungen von Steinebrunner et al. konnten zeigen, dass *in vitro* bei Kausimulation kein Versagen prothetischer Rekonstruktionen auf 16 Camlog-Implantaten zu verzeichnen war (Steinebrunner et al. 2005).

Implantate mit Tube-in-Tube-Verankerungen erwiesen sich als sehr viel rotationstabiler als die weiteren untersuchten Verbindungen: Maximal rotierte die Verbindung um $0,918^\circ$. Die maximale Spannweite der Höhenänderungen zeigte eine Veränderung von $7,472\ \mu\text{m}$, Verkippungen wiesen Werte bis zu $0,177^\circ$ auf.

Dreikanalinnenverbindungen stellen eine weitere Modifikation der horizontalen Implantat-Abutment-Verbindung dar. Akour et al. untersuchten diese bei Belastung im Vergleich zu Implantaten mit externer hexagonaler Verbindung: Dreikanalinnenverbindungen wiesen eine geringere Beanspruchung auf der gesamten Fläche sowie in Kontaktbereichen auf; ebenso zeigten sie erhöhte Widerstände gegen Deflektion. Diese Verbindungen bewirken eine größere Verteilung der gesamten auf sie übertragenen Last als es für hexagonale Verbindungen der Fall ist; somit erfolgt eine gesteigerte Stabilität und verringerte Frakturgefährdung des Implantates (Akour et al. 2005). Polygonprofile Verbindungen wie das Camlog- und Replace Select-System erlauben eine größere Kraftübertragung bei geringerer Kerbwirkung (Giger 1981, Grote & Feldhusen 2005). Ferner zeigte die Verbindung des Replace Select-Systems deutlich größere rotatorische Abweichungen, welche auf höhere Fertigungstoleranzen zurückzuführen sein könnten. Wie bereits beschrieben, sind bei der Fertigung Abweichungen vom Nennmaß unvermeidbar. Jedoch sollte sich die Toleranzgröße nach dem Verwendungszweck des Bauteils richten und eine Optimierung dieser durch präzisere Herstellungsverfahren angestrebt werden (Felber & Felber 1986).

Bezugnehmend auf die vorliegende Untersuchung sei angeführt, dass diese Form der Passung maximal um $2,758^\circ$ rotierte und eine maximale Spannweite der Höhenänderung von $7,695\ \mu\text{m}$ aufwies. Verkippungen von bis zu $0,305^\circ$ wurden festgestellt. Die Fertigungstoleranz bestimmt die Passung zwischen zwei gefügten Bauteilen. Ist die Passung mit einem großen Spiel verbunden, so wirken unter dynamischer Belastung höhere Kräfte auf die Schraube, welche die vorhandene Vorspannkraft der Schraube übersteigen können und somit zu einer Verminderung der Haltbarkeit der Schraube führen können. Der Tube kann dann eine größere Verkippung verhindern.

Einige Autoren weisen auf das Phänomen einer *embedment relaxation* hin: Fabrikationsbedingte Mikroporositäten an den Kontaktflächen der Implantatkomponenten stellen demnach Areale dar, welche bei Montage der Implantatteile zuerst in Kontakt treten. Eine Abflachung dieser verringere die angelegte Vorspannung um 2 bis 10%. Demzufolge sollte bei Einkalkulierung dieses Vorgangs eine erneute Fixierung vorgenommen werden, um eine ausreichende Vorspannung, und damit assoziierte Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung, gewährleisten zu können (Dixon et al. 1995, Breeding et al. 1993). Des Weiteren ist, wie beschrieben, die Kraft der Schraubenanziehung entscheidend. Untersuchungen zu schwach oder zu stark befestigter Abutmentschrauben bewiesen, dass ein zu gering dimensionierter Torque (16 Ncm) verstärkte Mikrobewegungen der Implantat-Abutment-Verbindung bewirkte. Ein angelegter Torque von 48 Ncm zeigte eine Verringerung der Mobilität, jedoch keine vorzeitige Materialermüdung, auf (Gratton et al. 2001); deshalb könnte angenommen werden, dass ein strafferes Anziehen der Abutmentschraube stabilitätsbegünstigend wirke. Weitere Untersuchungen könnten diese Beobachtung bestätigen.

Aktuellere Untersuchungen zur Rotation von Implantat-Abutment-Verbindungen existieren in geringem Ausmaß. Beispielsweise untersuchten Vigolo et al. Rotationsmöglichkeiten von Abutments unterschiedlichen Materials in einer hexagonalen Passung: Titan-, Zirkon- und Aluminiumabutments rotierten in dieser Versuchsreihe um weniger als 3° und wiesen demzufolge keine Unterschiede zueinander auf (Vigolo et al. 2006). Ebenfalls rotatorische Abweichungen des Implantat-Abutment-Komplexes von bis zu $3,53^\circ$ mit und ohne Verwendung eines *counter torque device* konnten Lang et al. nachweisen. Eine mögliche Erklärung hexagonaler Unpassungen, welche eine Rotation der Komponenten bedingt, stellt für die Autoren die Positionierung der Implantatteile durch den Operateur dar (Lang et al. 2002).

Bezüglich vertikaler Lageveränderungen beobachteten Al-Turki et al., dass eine vertikale Unpassung prothetischer Rekonstruktionen von 100 bis 175 μm eine verringerte Stabilität der Konstruktion bedingte (Al-Turki et al. 2002).

Versuchsaufbauten entsprechend der vorliegenden Untersuchung konnten nicht ermittelt werden, somit werden die Untersuchungsergebnisse handelsüblicher Implantatsysteme hoffentlich einen Beitrag zur Problembekämpfung mangelnder Präzision prothetischer Rekonstruktionen sowie der Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes leisten können. Die Betrachtung und Gewichtung der beschriebenen Ergebnisse kann nur im Rahmen der durchgeführten Untersuchung erfolgen, könnte jedoch als Anregung

für weiterführende Forschungen verstanden werden. Ebenso sollten zusätzliche Untersuchungen der Auswirkungen der ermittelten Messwerte auf prothetische Suprakonstruktionen erfolgen, um einen Bezug zu implantologischen Alltagssituationen herstellen zu können.

Entscheidend für die Präzision der gefertigten Implantatkomponenten wirken ebenfalls herstellungsbedingte Fertigungstoleranzen. Diesbezügliche Anfragen bei den Herstellern der fünf untersuchten Systeme blieben jedoch ohne Ergebnis. Niznick gab 1991 an, dass diese bis zu 100 µm breite Spalträume zwischen den Komponenten bedingen könnten (Niznick 1991). Ebenso wiesen Dixon et al. darauf hin, dass trotz optimierter, antirotatorisch gestalteter Implantat-Abutment-Verbindungen fertigungsbedingte Toleranzen Mikrobewegungen des *screw joint* verursachen (Dixon et al. 1995).

Aktuelle klinische Studien zeigen auf, dass prothetische Misserfolge bis dato eine häufige Komplikation des Fachgebietes der Implantologie darstellen. Nedir et al. untersuchten 236 Patienten, welchen 528 Implantate inseriert wurden; anschließend erfolgte eine prothetische Rekonstruktion mittels herausnehmbaren oder fixierten Zahnersatzes. Nach bis zu achtjähriger Beobachtungsdauer waren bei 66% der herausnehmbaren Konstruktionen prothetische Komplikationen zu verzeichnen, 11,5% der festsitzenden Arbeiten erwiesen sich ebenso als problembehaftet (Nedir et al. 2006). Demnach erscheint eine Lösung des Problems prothetischer Unpassungen sinnvoll und dringend erforderlich.

Jedoch konnte bis dato nicht erreicht werden, prothetische Rekonstruktionen, welche den inserierten Implantaten passiv aufsitzen, zu fabrizieren (Heckmann et al. 2004, Jemt 1995). Carr et al. gaben an, dass ein passiver Sitz prothetischer Konstruktionen bei einer Spaltbreite <10 µm zwischen Implantataufbau und Suprastruktur erreicht sei (Carr et al. 1996). Dennoch fehlt bis dato eine biomechanische Definition bezüglich des Phänomens (Karl et al. 2006, Heckmann et al. 2004) sowie eine exakte Ermittlung des Ausmaßes unpassender prothetischer Rekonstruktionen auf die Osseointegration inserierter Implantate in menschlichen Knochen (Jemt et al. 2000, Kunavisarut et al. 2002, Melsen & Lang 2001, Karl et al. 2004, Heckmann et al. 2004). Mittels herkömmlicher Fabrikationsmethoden prothetischen Zahnersatzes scheint eine passive Passung nicht zu erreichen (Kan et al. 1999, Karl et al. 2006). Die Exaktheit des Sitzes der Konstruktion wird durch verschiedenste Faktoren beeinflusst: Ungenauigkeiten können auf Abdrucknahmen sowie hergestellten Arbeitsmodellen (Hsu et al. 1993, Inturregui et al. 1993, Herbst et al. 2000), den beschriebenen Fertigungstoleranzen

(Tan 1995, Ma et al. 1997) sowie der Genauigkeit der laborbezüglichen Arbeitsschritte (Longoni et al. 2006, Cheshire & Hobkirk 1996, Keith et al. 1999) basieren. Aufgrund der Erkenntnis, dass ein *passive fit* demnach auf diese Weise nicht zu erreichen sei, begann man Alternativen zu traditionell schraubenfixierten prothetischen Suprakonstruktionen zu erforschen. Dadurch ergab sich, dass implantatgetragene prothetische Rekonstruktionen, entsprechend konventioneller prothetischer Handlungsweisen, zementiert wurden (Hebel & Gajjar et al. 1997, Misch et al. 1995). Aufgrund des forcierten Zementspaltes zwischen Konstruktion und Implantataufbau erschien ein spannungsfreier Sitz des Zahnersatzes möglich (Karl et al. 2006, Chee et al. 1999). Komplikationsbehaftet bei Zementierung erscheint die Entfernbarkeit der Suprakonstruktion (Bresciano et al. 2005). Entscheidend wirkt sich darauf die Auswahl des Befestigungszementes aus (Michalakis et al. 2003, Pan et al. 2006). Demnach erscheinen *composite resin*, Zink Phosphat- und Glasionomerezemente suboptimal zur Befestigung prothetischer Rekonstruktionen auf Titanaufbauten im Vergleich zu provisorischen Befestigungszementen (Covey et al. 2000, Squier et al. 2001). Diese begünstigen eine schadensfreie Entfernung der Konstruktion in Notfällen sowie eine ausreichende Dichtigkeit im Halsbereich des Implantates (Pan et al. 2006). Um der mangelnden Entfernbarkeit vorzubeugen beinhalten Publikation häufig Tipps zur Modifikation des Zementes; beispielsweise können *petroleum jelly* (Hebel & Gajjar 1997) oder Vaseline (Bresciano et al. 2005) dem Zement beigemischt werden. Hilfsmittel zur Entfernung der Konstruktionen werden ebenfalls angegeben: Tofflemirematrizenbänder o.ä. werden empfohlen (Hebel & Gajjar 1997). Weiterhin resultieren nach Befestigung prothetischer Konstruktionen häufig Keramikabplatzungen aufgrund der starken Befestigung (Jemt et al. 2002). Somit erscheint auch diese Form der Befestigung noch nicht perfektioniert.

Heckmann et al. zeigten im Rahmen einer Untersuchung auf, dass 50% aller Passungsungenauigkeiten von prothetischem Zahnersatz auf den Prozess der Abdrucknahme, die übrigen 50% auf den Fertigungsprozess der Prothesen zurück zu führen waren. Statistisch signifikante Einflüsse der Befestigungsart (schrauben- bzw. zementfixiert) konnten jedoch nicht ermittelt werden (Heckmann et al. 2004).

Eine nachgewiesene Möglichkeit der Fabrikation prothetischen Zahnersatzes mit einer verringerten verbleibenden Spaltbreite konnte also bis dato keinen *passive fit* prothetischer Suprakonstruktionen erreichen. Demnach sollte eine Minimierung der

Rotationsmöglichkeit seitens der Implantat-Abutment-Verbindung vollzogen werden, um Passungskomplikationen vorzubeugen.

Studien an Affen zeigten auf, dass implantatgetragene prothetische Konstruktionen mit einer Ungenauigkeit von 2° sich als für die Qualität und Quantität des umgebenden knöchernen Gewebes bedeutungslos erwiesen (Carr et al. 1996). Dieser These entsprechen auch die von Binon formulierten Richtwerte rotatorischer Abweichungen, welche eine gewährleistete Implantatstabilität bei Rotationsmöglichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung von bis zu 2° aufzeigen. Ebenso würden rotatorische Lageveränderungen erst bei einer Überschreitung eines Winkels von 5° eine Stabilitätsgefährdung des *screw joint* verursachen. Somit besäßen alle Implantat-Abutment-Verbindungen der fünf untersuchten Implantatsysteme ausreichende antirotatorische Eigenschaften zur Gewährleistung eines möglichst passiven Sitzes implantatgetragener prothetischer Rekonstruktionen.

Jedoch sollte in diesem Kontext erwähnt werden, dass Binon 1996 lediglich minimale Rotationsabweichungen von $1,94^\circ$ ermitteln konnte; demnach könnte an der Aktualität der damals getroffenen Ausführungen gezweifelt werden. Aufgrund der Herstellungsmöglichkeit von Implantat-Abutment-Verbindungen hoch präziser Passung sollte bedacht werden, ob die bezüglich der Rotation von Implantatkomponenten getroffenen Aussagen nach wie vor bindend gelten sollten. Eine Neuformulierung dieser nach weiter führender Forschung erscheint möglich.

Zukünftige Untersuchungen sollten eine Erforschung des Einflusses der Passgenauigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung auf prothetische Komplikationsraten darstellen.

6 Zusammenfassung

Aufgrund einer beobachteten Focusänderung wissenschaftlicher Forschungen von osseointegrativen Prozessen hin zu superfiziellen Implantatkomponenten sowie prothetischen Suprakonstruktionen sollte die vorliegende Arbeit zu diesem Aspekt einen Beitrag leisten.

Zahlreiche Implantathersteller bewerben die Rotationssicherheit bzw. -stabilität der von ihnen produzierten Implantat-Abutment-Verbindungen; bei Recherche bezüglich Veröffentlichungen zu diesem Forschungsschwerpunkt konnten nur wenige, und in noch geringerem Maße aktuelle, Publikationen ermittelt werden.

Somit sollten im Rahmen der vorliegenden Untersuchung handelsübliche Implantatsysteme auf ihre Lagestabilität bei mehrfacher De- und Remontage des Implantat-Abutment-Komplexes überprüft werden: Eine Ermittlung rotatorischer, vertikaler sowie verkippernder Veränderungen sollte im Vergleich zur vor Versuchsbeginn gemessenen Ausgangsposition des Implantataufbaus erfolgen.

Innerhalb der vorliegenden Untersuchung wurde die Lagestabilität unterschiedlicher Implantatsysteme getestet: Das ITI-System, Steri Oss-, Camlog- Astra Tech- sowie Replace Select-Implantate wurden einbezogen.

Zu diesem Zweck wurde pro untersuchtes Implantatsystem ein planer Metallblock aus V4A-Stahl mit jeweils sechs Bohrungen versehen. In diesen wurden je zwei Implantate mit einer exakten Angulation von 0° , 5° sowie 15° , entsprechend klinischer Situation, eingebracht und mittels fließfähigem Kaltpolymerisat nach Vorfixierung definitiv und positionsstabil befestigt. An den Implantataufbauten wurden Prüfkörper aus Parallelendmaßen zur Bestimmung der Lageänderung dieser nach Versuchsdurchführung angebracht. Drei Versuchspersonen unterschiedlichen Kenntnisstandes bezüglich implantologischer Maßnahmen sowie der Fragestellung de- und remontierten in 20facher Wiederholung die Implantat-Abutment-Komplexe der betreffenden Systeme. Das Anziehen der systembezüglichen Abutmentschraube wurde bewusst mithilfe des von Hersteller mitgelieferten Schraubendrehers erreicht. Eine Ermittlung der Positionsänderung des Prüfkörpers erfolgte nach jedem Lösen und Wiederbefestigen der Implantat-Abutment-Verbindung mittels Koordinatenmessmaschine in Bezug auf ein Referenzkoordinatensystem im Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Geschäftsfeld Mess- und Prüftechnik, Magdeburg. So konnten

rotatorische Lageveränderungen, Höhenänderungen sowie Verkippungen der an den Implantataufbauten fixierten Prüfkörper für Implantate unterschiedlicher Angulation sowie verschiedener Systeme ermittelt werden. Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe einer parameterfreien Varianzanalyse nach Brunner.

Die Tube-in-Tube-Verankerung der Firma Camlog erwies sich im Vergleich der Daten als rotationsstabilste Verbindung der vorliegenden Untersuchung. Alle weiteren getesteten Verbindungen ergaben rotatorische Lageveränderungen des Prüfkörpers innerhalb der von Binon 1996 formulierten Stabilitätsrichtwerte von bis zu 5° Rotationsfreiheit der Implantat-Abutment-Verbindung.

Überraschend hohe vertikale Lageveränderungen nach Repositionierung des Implantat-Abutment-Komplexes wurden für Implantatsysteme mit konischen Verbindungen (ITI-System, Astra Tech) ermittelt. Diese könnten auf der Anziehung der Abutmentschrauben mittels Schraubendreher basieren. Doch wird laut Herstellerangaben eine Fixierung der Implantat-Abutment-Verbindung mittels Ratsche nicht vor Eingliederung des definitiven Zahnersatzes erreicht, sodass somit offensichtlich starke Passungsungenauigkeiten der implantatgetragenen Suprakonstruktion resultieren können.

Bei Betrachtung der die beschriebenen Richtwerte beinhaltenden Publikation von Binon aus dem Jahre 1996 wird deutlich, dass lediglich minimale Rotationsveränderungen der untersuchten Verbindungen von 1,94° gemessen werden konnten. Somit könnte eine Erklärung für den von Binon angegebenen Richtwert einer komplikationslosen Rotation von 2°, welche eine zusätzliche Stabilisierung des *screw joint* bewirke, vorliegen. Seit dieser Zeit vollzog sich eine stetige Weiterentwicklung der Konstruktionsprinzipien für Implantat-Abutment-Verbindungen sowie der Fertigungsmöglichkeiten implantatgetragener prothetischer Suprakonstruktionen. Ein passiver Sitz dieser konnte allerdings bis heute nicht erreicht werden, sodass eine Eliminierung der Lageinstabilität von Implantat-Abutment-Verbindungen einen entscheidenden Beitrag zur Passgenauigkeit implantatgetragener prothetischer Suprakonstruktionen leistet. Schlussfolgernd könnte, auch anhand der ermittelten Ergebnisse sowie nach weiterführender Forschung, in Betracht gezogen werden, dass die 1996 formulierten Richtwerte heute nicht mehr bindend gelten könnten. Zukünftige Untersuchungen sollten implizieren, ob die Lagestabilität des Implantat-Abutment-Komplexes eine Verringerung prothetischer Komplikationsraten bewirken kann, um somit künftig eine Qualität implantatgetragener

prothetischer Rekonstruktionen zu erreichen, welche den Ansprüchen zeitgemäßer implantologischer Bestrebungen nach Präzision genügen kann.

7 Literaturverzeichnis

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
- Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;14:77-81.
- 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.
- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
- Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13:358-366.
- Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:660-666.
- Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WH. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:220-227.
- Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-115.
- Bickford JH Jr. An introduction to the design and behaviour of bolted joints. New York, Marcel Dekker, 1981:528-542.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-274.
- Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-294.
- Binon PP. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(suppl):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* 1996;9:149-160.

- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
- Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
- Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
- Brånemark P-I, Hansson BO, Adell, R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a ten-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
- Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago:Quintessence,1985:11-76.
- Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-741.
- Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-439.
- Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:594-598.
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
- Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
- Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-509.
- Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:459-465.
- 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.

- Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil* 1996;23:782-789.
- Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:793-799.
- Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144-153.
- Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83:344-348.
- de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005;18:165-166.
- De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil* 2006;33:833-839.
- Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865-872.
- Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-278.
- Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-218.
- Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:810-818.
- English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-282.
- Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:733-737.

- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-150.
- Felber E, Felber K. Toleranzen und Passungen. Leipzig: Fachbuchverlag;1986.
- Giger H. Wellen-Naben- Verbindungen mit Polygonprofilen. Goldach: Sonderdruck aus Schweizer Maschinenmarkt Nr. 50/1981.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-132.
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
- Grote K-H, Feldhusen J. *Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau*. 21. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer;2005.
- Haanaes HR. Implants and infections with special reference to oral bacteria. *J Clin Periodontol* 1990;17:516-524.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
- Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:560-569.
- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:640-647.
- Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:190-196.
- Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000;83:555-561.
- Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588-593.
- Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-509.

- Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson LD, Linden B, Rundcrantz T, Wendelhag I. Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 2002;15:544-548.
- Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 1998;11:551-557.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
- Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:129-137.
- Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:272-280.
- Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995;22:557-564.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81:7-13.
- Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont* 2006;15:20-24.
- Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:30-37.
- Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:369-378.

- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-610.
- Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:221-228.
- 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.
- Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004;31:477-482.
- Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11:30-40.
- Kuo SL, El-Gendy T, Chou J, Miller RB. Fabrication of a laser-welded fixed-detachable prosthesis for immediate loading. *J Prosthodont* 2006;15:264-269.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-546.
- Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002;87:74-79.
- Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88:402-408.
- Longoni S, Sartori M, Ariello F, Anzani M, Baldoni M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dent* 2006;15:129-134.
- Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent* 2004;91:595-598.
- Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:371-375.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
- 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.
- Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:144-152.

- 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.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-728.
- Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:545-549.
- Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:15-18.
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:949-956.
- Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:919-928.
- Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H. Clinical evaluation of sandblasted, acid-etched (SLA and Promote) implants with reduced healing times: A retrospective analysis with an observation period of up to 5-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007 (submitted).
- Nelson K, Mehrhof J, Hildebrand D. Clinical evaluation of fixed implant-supported screw- and cement-retained prostheses in the edentulous maxilla and mandible: A 6-year report. *J Prosthodont* 2007 (accepted).
- 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 G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. *Compendium* 1991;12:932-938.
- 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.

- Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.
- Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458-464.
- Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:777-784.
- Ogawa T, Nishimura I. Different bone integration profiles of turned and acid-etched implants associated with modulated expression of extracellular matrix genes. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:200-210.
- Ogawa T, Nishimura I. Genes differentially expressed in titanium implant healing. *J Dent Res* 2006;85:566-570.
- Ogawa T, Sukotjo C, Nishimura I. Modulated bone matrix-related gene expression is associated with differences in interfacial strength of different implant surface roughness. *J Prosthodont* 2002;11:241-247.
- Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:587-592.
- Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003;74:346-352.
- Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15:427-435.
- Pilkey WD. Paterson`s Stress Concentration Factors. 2nd edition. New York: John Wiley;1997.
- Roloff H, Matek W. Maschinenelemente : Normung, Berechnung, Gestaltung. 17. Auflage. Braunschweig: Vieweg (Viewegs Fachbücher für den Techniker);2005.
- Rübeling G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int* 1999;30:38-48.
- Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002;30:271-282.

- Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:560-566.
- Salinas TJ. Anti-rotational features for osseointegrated implants. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:352.
- Scacchi M, Merz BR, Schar AR. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(suppl 1):22-32.
- Schneider A, Kurtzman GM, Silverstein LH. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *J Dent Technol* 2001;18:23-25.
- Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976;86:713-727.
- Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;9:15-25.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(suppl):156-158.
- Semper W, Hildebrand D, Özyuvaci H, Nelson K. Erfolgsrate von Implantaten mit sandgestrahlter und geätzter Oberfläche im Oberkiefer nach einer Einheilzeit von 12 Wochen: Eine retrospektive Analyse. *Z Zahnärztl Impl* 2007;23 (accepted).
- Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:645-649.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
- Slaets E, Carmeliet G, Naert I, Duyck J. Early cellular responses in cortical bone healing around unloaded titanium implants: an animal study. *J Periodontol* 2006;77:1015-1024.
- Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:55-63.
- Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:793-798.

- Steinebrunner L, Bößmann K, Kern M. Implantat-Abutment-Verbindungen - Präklinische Testmethoden. *Implantologie* 2005;13: 145-160.
- 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.
- Straumann AG: Prosthetics, Kronen- und Brückenversorgung mit dem synOcta®-Prothetiksystem: Art.-Nr.151255
- Straumann AG: Surgical, Basisinformationen zum chirurgischen Vorgehen mit dem Straumann® Dental Implant System Art.-Nr.151203
- Sullivan D, Vincenzi G, Feldman S. Early loading of Osseotite implants 2 months after placement in the maxilla and mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:905-912.
- Sutter F, Weber HP, Sorenson J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993,13:409-431.
- Takeuchi K, Saruwatari L, Nakamura HK, Yang JM, Ogawa T. Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 2005;72:296-305.
- Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:367-377.
- Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore* 1995;24:138-157.
- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575-80.
- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent* 2000;84:548-553.
- 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.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-178.

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.

Weigl P, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res* 2000;53:337-47.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-199.

White GE. *Osseointegrated dental technology*. London, Quintessence 1993:82-83.

www.camlog.de

www.straumann.de

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent*. 2005;14:378-382.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered.

J Prosthet Dent 1990;64:185-194.

8 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

9 Danksagung

Mein ausdrücklicher Dank gilt ...

- ... Prof. Dr. mult. h.c. J. Bier für die Überlassung des Dissertationsthemas
- ... Dr. K. Nelson nicht nur für das, was sie in mir sieht

- ... E. Trostmann, Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung,
Geschäftsfeld Mess- und Prüftechnik, Magdeburg
- ... Dr. G. Siebert und N. Görn für statistische Hilfeleistungen
- ... J. Mehrhof für gehirnfüllende Gespräche und hochglanzmagazinverdächtige
Fotografien
- ... M. Kunter für das Rücken und Schieben
- ... Dr. Dr. C. Glatzer für das endlose Endnote

- ... meiner Angersteiner und Berliner Familie für ihre Unterstützung
- ... den beiden zentralen Ö.s meines Lebens für alles

10 Selbständigkeitserklärung

„Ich, Wiebke Semper, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Experimentelle Untersuchung der Positionsstabilität des Implantat-Abutment-Komplexes unterschiedlicher Systeme bezüglich rotatorischer, vertikaler und verkippernder Lageänderungen bei wiederholter manueller De- und Remontage“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, den 27.08.2007

Wiebke Semper