

Experimentelle Dichtigkeitsprüfung von Implantat-Aufbau-Verbindungen mit konischer und zylindrischer Verbindungsgeometrie

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Timea Mezey

aus Köln

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph BouraueI
2. Gutachterin: PD Dr. Sabine Linsen

Tag der mündlichen Prüfung: 02.10.2025

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1.	Deutsche Zusammenfassung	6
1.1	Einleitung	6
1.2	Material und Methoden	7
1.3	Ergebnisse	13
1.4	Diskussion	15
1.5	Zusammenfassung	21
1.6	Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	22
2.	Veröffentlichung	25
3.	Erklärung zum Eigenanteil	26
4.	Danksagung	27

1. Deutsche Zusammenfassung

1.1 Einleitung

Herkömmlich verwendete zweiteilige Implantatsysteme in der Zahnheilkunde setzen sich aus dem Implantat selbst und dem Abutment zusammen, welches mit einer Abutmentschraube mit dem Implantat verbunden wird. Die sogenannte Implantat-Abutment-Verbindung kann dabei verschiedene Gestaltungsgeometrien annehmen: konisch oder flach, genauer gesagt zylindrisch. Wie diese Verbindungsstelle gestaltet ist, ist im Zusammenhang mit periimplantärem Knochenabbau und der damit einhergehenden allgemeinen Langlebigkeit der Implantate ausschlaggebend (Klinsmann et al., 2016).

Im Gegensatz zu einteiligen Implantatsystemen wiesen zweiteilige Implantatsysteme in vorherigen Beobachtungen eine Mikrobeweglichkeit des Abutments unter dynamischer Belastung auf, was eine bakterielle Besiedelung des Implantatinneren und der umliegenden Weichgewebe ermöglicht (Broggini et al., 2003; Mishra et al., 2017; do Nascimento et al., 2012; Yamanishi et al., 2012). Diese nachgewiesenen Bakterien werden mit der Entstehung einer Periimplantitis in Zusammenhang gebracht und können dementsprechend auch für einen Implantatverlust verantwortlich sein (Gross et al., 1999; Jansen et al., 1997). Aus diesen Gründen wurde die Implantat-Abutment-Verbindung zweiteiliger Implantatsysteme bereits in einigen Studien untersucht (Gross et al., 1999; Jansen et al., 1997).

Das Unternehmen Dentauro® hat mit der Entwicklung der tioLogic® TWINFIT-Implantatreihe ein sogenanntes „abutment switch“ vorgestellt. Ziel dieser Studie war es, die Dichtigkeit verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen im Vergleich mit dem neuen tioLogic® TWINFIT-Implantatsystem zu testen. Mit Hilfe eines dynamischen Belastungstests in Kombination mit einer Dichtigkeitsprüfung wurde untersucht, wie sich das Implantatsystem verhält und ob es intraoralen Bedingungen standhalten könnte.

1.2 Material und Methoden

Folgende Abbildungen und Grafiken sind Teil der Publikation und können dort eingesehen werden. Tabelle 1 der Publikation (siehe Tab. 1) zeigt eine Übersicht über die verwendeten Implantatsysteme (Mezey et al., 2025).

Tab. 1 Für die Versuche verwendeten Implantatsysteme und ihre Dimensionen.

Hersteller	Implantsystem	Maße	Abutmentsystem
Dentaurum Ispringen, Deutsch- land	TWINFIT Implant M	Ø 4.2 mm, L 15.0 mm	CAD/CAM Titanium base M, plat- form CAD/CAM Titanium base M, conical
Camlog Basel, Schweiz	Conelog® Progres- sive Implant	Ø 4.3 mm, L 16.0 mm	Conelog® Ti base CAD/CAM Crown
Dentsply Sirona North Carolina, USA	Astra Tech Osseo Speed™ EV	Ø 4.2 mm, L 15.0 mm	TiBase Cerec/inLab

1.2.1 Tiologic® TWINFIT

Das in dieser Studie untersuchte TWINFIT-Implantat des Unternehmens Dentaurum® (Ispringen, Deutschland) weist im Vergleich zu den anderen Implantatsystemen eine Besonderheit auf: Den sogenannten „abutment switch“. Die Anschlussgeometrie zwischen Implantat und Abutment ist dabei so gestaltet, dass der Behandler jederzeit zwischen konischem und zylindrischem Abutment wechseln kann, ohne sich vorher festlegen zu müssen. Wir verwendeten das Implantat in der Größe M, welches einen Durchmesser von 4,2 mm und eine Länge von 15,0 mm aufweist. Beide Abutmentarten sind mit einem Rotationsschutz in Form von fünf Nuten versehen und wie viele andere Implantatsysteme auch sind beide mit einem sogenannten „platform switch“ ausgestattet. Allerdings ist zu bemerken, dass die zylindrische Geometrie der Dentaurum®-Abutments nicht dem Standard entspricht. Es handelt sich hier nicht um eine reine zylindrische Verbindung, da der obere Bereich in einer leicht konischen Form gestaltet wurde. Eine genauere Darstellung der beiden Abutmenttypen lässt sich der folgenden Abbildung 1 (siehe Abb. 1) der Publikation entnehmen (Mezey et al., 2025).

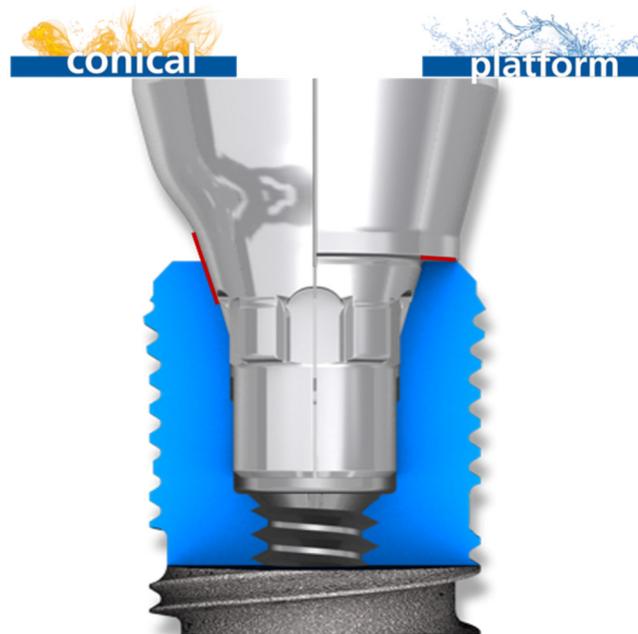


Abb. 1 Querschnitt der Tiologic® TWINFIT Abutments im Vergleich. Links ist die konische rechts die zylindrische Abutmentgeometrie zu sehen

1.2.2 Astra Tech OsseoSpeed™ EV

Der Hersteller Dentsply Sirona Inc. bewirbt seine Astra Tech OsseoSpeed™-Serie mit einer großen Auswahl an Implantaten. Für diese Studie haben wir uns für das OsseoSpeed™ EV-Implantat mit konischer Abutmentgeometrie entschieden. Laut Herstellerangaben soll es besonders für schmale Kieferkämme geeignet sein, da es einen deutlich schmaleren Implantatkörper im Vergleich zur Implantatschulter aufweist. Bei einer Gesamtlänge von 15,0 mm hat es im koronalen Bereich eine Breite von 4,2 mm, wohingegen der Implantatkörper nur 3,6 mm breit ist. Die Astra Tech OsseoSpeed™ EV-Implantate sind zum Rotationsschutz mit sieben Nuten ausgestattet und ermöglichen dadurch drei verschiedene Abutmentpositionierungen: „One-position-only“ unter Benutzung aller sieben Nuten, sowie der Gebrauch von sechs Nuten für sechs Positionen oder ganz ohne Rotationsschutz zur freien Positionierung.

1.2.3 CONELOG® Progressive-Line

Das CONELOG®-Implantatsystem des Herstellers CAMLOG Vertriebs GmbH (Schweiz) kennzeichnet sich durch die Positionierung der Implantat-Abutment-Verbindung. Dadurch, dass die Verbindungsstelle tief im Implantatinneren liegt, ist sie weiter vom Alveolarkamm entfernt positioniert und soll den Knochenerhalt nach der Implantation fördern. Der Konuswinkel der Abutmentverbindung beträgt $7,5^\circ$ und es sind drei Nuten zur Rotationssicherung verarbeitet. Für diese Studie wurden Implantate mit einer Länge von 16,0 mm, einem koronalen Durchmesser von 4,3 mm und einem apikalen Durchmesser von 2,7 mm verwendet.

1.2.4 Verwendete Geräte

Ziel war es, eine Dauerlast sowie zugleich auch eine Dichtigkeitsprüfung durchzuführen. Wir orientierten uns bei der Wahl der Geräte an Studien, die eine ähnliche Zielsetzung hatten (Gross et al., 1999; Suttin und Towse, 2013). Für die Dauerlastversuche wurde eine „Dyna-Mess TP 5kN HF“ Dauerlast-Maschine von DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH (Aachen/Stolberg) verwendet. Sie erfüllt die Anforderungen der internationalen Norm DIN EN ISO 14801:2016 für die entsprechenden Versuche. Zusätzlich wurde eine Mikropumpe (Typ SP 270 EC-L 12V, Schwarzer Precision GmbH, Essen) für die Dichtigkeitsprüfung benötigt, welche von einem handelsüblichen Netzgerät (Votcraft LPS 1153, Conrad Electronic, Hirschau) betrieben wurde und dadurch einen konstanten Druck von 500 mbar ermöglichte. Der genauere Aufbau wird weiter unten beschrieben.

1.2.5 Kriterien

Für die dynamische Dauerlastprüfung von dentalen Implantaten sind klar definierte Kriterien in der Norm DIN EN ISO 14801 festgelegt. Die Verwendung derartiger Normen bietet eine gute Grundlage, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit anderen Studien zu ermöglichen (ISO 14801:2016, 2016). Die Kriterien besagen, dass eine Testung unter einem sogenannten „worst-case“-Szenario stattfinden soll: Die Belastung trifft dabei auf ein um 30° zur vorherigen Zahnachse abgewinkeltes Implantat, bei dem ein Knochenabbau von $3,0 \pm 0,5$ mm simuliert wird, auf einer Höhe von $11,0 \pm 0,5$ mm oberhalb des angenommenen Knochenniveaus. Das Einzige, was in der vorliegenden Studie abgewandelt wurde, ist die Achsneigung des Implantates auf 20° . Für die dynamische Belastung wurde

dabei eine Frequenz von 2 Hz appliziert, wobei die Last zwischen 100 und 10 % der maximalen Last variierte. Um die Dichtigkeit überprüfen zu können, wurden die Implantate entsprechend modifiziert und in einem Wasserbehälter mit destilliertem Wasser (Ampuwa, Fresenius Medical Care, Hof/Saale) bei einer Temperatur von 37 ± 2 °C untersucht, um die Bedingungen in der Mundhöhle nachzuahmen. Abbildung 4 (vergleiche Abb. 2) in der Publikation zeigt einen Überblick über die Vorbereitungen sowie den Versuchsaufbau (Mezey et al., 2025).

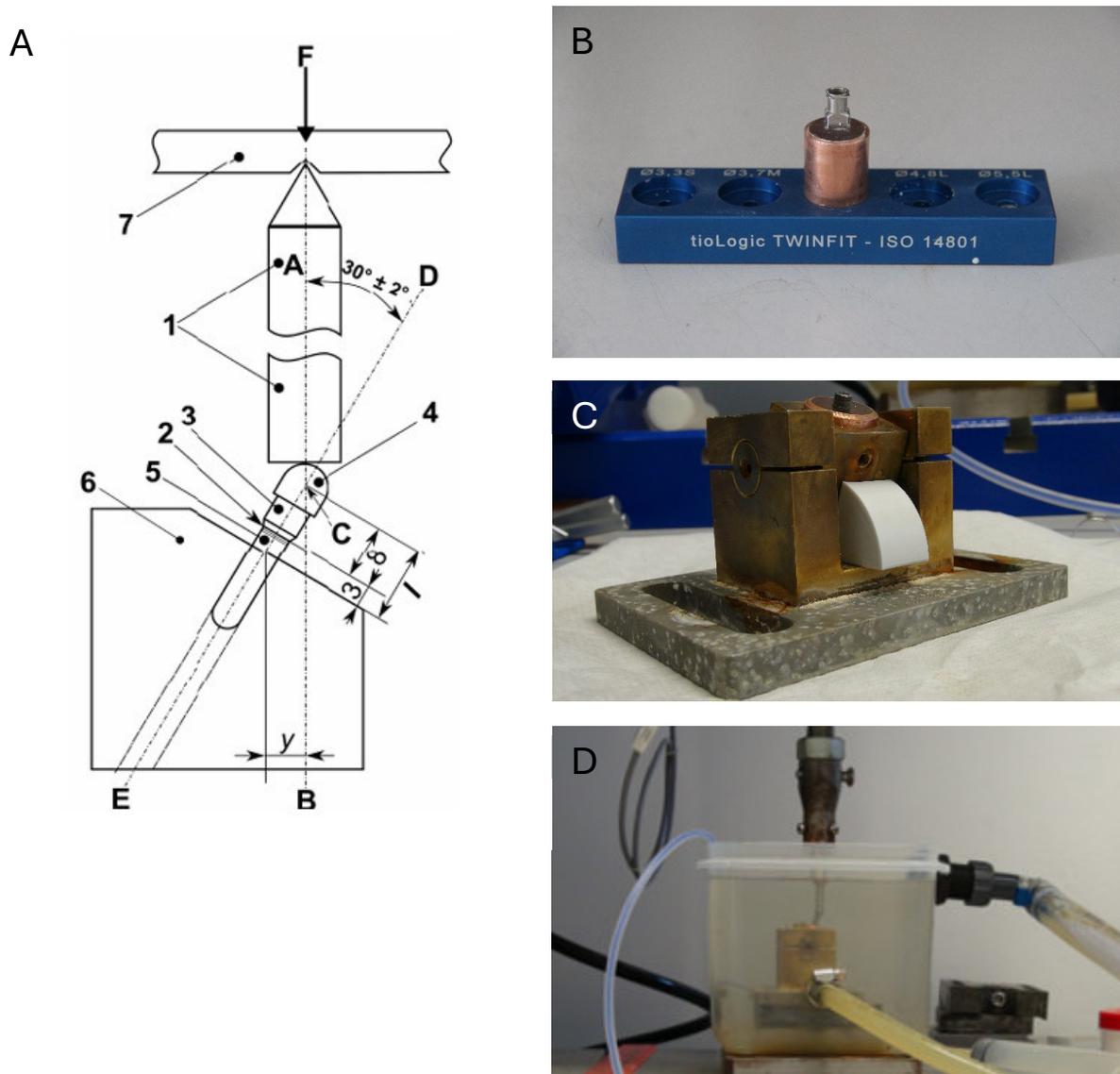


Abb. 2 A: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus entnommen aus der Norm DIN EN ISO 14801 (ISO 14801:2016, 2016). B: Einbetthilfe. C: Prüfkörperhalterung. D: Versuchsaufbau.

Hervorzuheben ist erneut, dass die Norm DIN EN ISO 14801 einem sogenannten „worst-case“-Szenario entspricht und damit eine Vergleichbarkeit mit realen Bedingungen erschwert wird.

1.2.6 Vorbereitung der Prüfkörper

Um die Dichtigkeitsprüfung durchführen zu können, wurden die Implantate, wie in Abbildung 2 der Publikation dargestellt, mit einem apikalen Luer-Anschluss versehen (Mezey et al., 2025). An diesen konnte über ein Schlauchsystem eine Wasserpumpe angeschlossen werden, um mit blauer Tinte eingefärbtes Wasser in das Innere der Implantate zu pumpen. Mittels einer dafür angefertigten Einbetthilfe wurden die Implantate mit Laborkunststoff (PalaXpress, Haereus Kulzer GmbH, Hanau) in ein 18 mm langes Kupferrohr eingebettet. Eine Aussparung in der Einbetthilfe stellte dabei sicher, dass die Implantate so positioniert werden konnten, dass die oberen 3 mm aus dem Kunststoff herausragten und so ein Knochenabbau simuliert werden konnte. Das Kupferrohr samt Prüfkörper wurde dann in einer Halterung mit einer entsprechenden Aussparung für den Luer-Anschluss befestigt und konnte durch einen individualisierten Kunststoffkeil in einem Winkel von 20 ° ausgerichtet werden.

Abbildung 3 der Publikation zeigt, die verschiedenen Abutments, versehen mit einem sphärischen Körper an der Spitze, deren Zentrum 8 mm oberhalb der Implantatschulter liegt (Mezey et al., 2025). Hierdurch konnte das Kriterium erfüllt werden, dass die Last bei einer Höhe von 11 mm oberhalb der Implantatschulter appliziert wird. Bevor die Abutmentschrauben nach Herstelleranweisung mit 30 Ncm angezogen wurden, wurde die Wasserpumpe eingeschaltet, um restliche Luft aus den Prüfkörpern zu treiben. Um die initiale Dichtigkeit zu sichern, wurden die Implantate für eine Stunde dem mit der Pumpe maximal erreichbaren Druck ausgesetzt. Im Anschluss wurden die Abutmentschrauben erneut festgezogen, um die Prüfkörper dann dem eigentlichen Dichtigkeitstest zu unterziehen.

1.2.7 Prüfverfahren und Versagenskriterien

Die Halterung für den Prüfkörper wurde zunächst im Wasserbad unter der Dyna-Messmaschine platziert. Für das Verfahren wurde ein sich wiederholender Ablauf bis zum Ver-

sagen der Prüfkörper verwendet. Dabei konnten drei Werte eingestellt werden: Lastfrequenz, Zykluszahl und maximale Last. Lastfrequenz und Zykluszahl blieben dabei gleich, die Kraft wurde jedoch nach jedem Ablauf erhöht. Gestartet wurde mit einer Lastfrequenz von 2 Hz und einer maximalen Last von 100 N für 100.000 Zyklen. Diese Phase spiegelt die Dauerlastprüfung wider, also blieb die Wasserpumpe zunächst ausgeschaltet. Nach diesen Zyklen wurde die Dichtigkeitsprüfung mit weiteren 1.000 Zyklen und angeschalteter Wasserpumpe gestartet und mit einer Videokamera dokumentiert, ob hierbei gefärbte Flüssigkeit austrat. Wenn der Test erfolgreich war und keine gefärbte Flüssigkeit austrat, wurde die maximale Last um 50 N erhöht und erneut die Dauerlastprüfung über 100.000 Zyklen mit anschließender Dichtigkeitsprüfung durchgeführt. Dieses Vorgehen wurde so oft wiederholt, bis der Prüfkörper versagte und entweder gefärbte Flüssigkeit an Stelle der Implantat-Abutment-Verbindung austrat oder eine plastische Verformung oder gar eine Fraktur an Implantat und/oder Abutment festzustellen war. Dies wurde mit jeweils drei Prüfkörpern für jede Implantat-Abutment-Verbindung durchgeführt.

1.2.8 Datenanalyse und Darstellung

Die Resultate wurden in Säulendiagrammen dargestellt, welche die Ergebnisse nach durchschnittlicher Versagenslast, durchschnittlichen Belastungszyklen und Versagensart unterscheiden (Mezey et al., 2025). Durch diese Darstellung wird der Datenvergleich innerhalb eines Implantattyps erleichtert. Da keine Abweichung der Ergebnisse innerhalb eines Implantatsystems von über 50 % vorlag, wurden nicht mehr als jeweils drei Prüfkörper untersucht. Dieses Vorgehen entspricht dem in der ISO-Norm 14801 vorgeschriebenen Verfahren. Ergänzend wurden in zwei weiteren Diagrammen die maximalen Belastungszyklen und die maximale Versagenskraft dargestellt. Alle Grafiken und Diagramme wurden mit Microsoft Excel erstellt. Eine weitergehende statistische Analyse erwies sich nicht als sinnvoll und ist auch gemäß ISO 14801 nicht gefordert (ISO 14801:2016, 2016).

1.3 Ergebnisse

Die folgende Tabelle (Tab. 2) vermittelt eine Zusammenfassung der Testergebnisse im Bezug auf maximale Versagenslast und überstandene Belastungszyklen. Eine umfassendere Übersicht zur Versagensart kann Tabelle 2 der Publikation entnommen werden (Mezey et al., 2025).

Tab. 2 Zusammenfassung der Testergebnisse der einzelnen Prüfkörper bezogen auf maximale Versagenslast und Belastungszyklen.

Prüfkörper	Versagenslast	Belastungszyklen
TWINFIT conical 1	450 N	736146
TWINFIT conical 2	650 N	1188640
TWINFIT conical 3	650 N	1147646
Conelog® Progressive 1	550 N	961483
Conelog® Progressive 2	700 N	1311968
Conelog® Progressive 3	650 N	1210965
Astra Tech Osseo Speed™ 1	350 N	585961
Astra Tech Osseo Speed™ 2	350 N	552733
Astra Tech Osseo Speed™ 3	300 N	497318
TWINFIT platform 1	250 N	402992
TWINFIT platform 2	350 N	604985
TWINFIT platform 3	350 N	604987

Die einzelnen Ergebnisse werden im Folgenden beschrieben.

1.3.1 Durchschnittliche Versagenslast

Die durchschnittliche Versagenslast sowie die Versagenslast jedes einzelnen Prüfkörpers können Abbildung 5 der Publikation entnommen werden (Mezey et al., 2025). Bei den konischen tioLogic® TWINFIT Implantat-Abutment-Verbindungen kam es bei einer durchschnittlichen Last von 580 N zum Versagen der Prüfkörper durch dauerhafte Verbiegung oder Fraktur. Die Prüfkörper der Conelog® Progressive-Line-Implantate frakturierten alle bei einer höheren durchschnittlichen Versagenslast von 630 N, wohingegen die Astra-

Tech™-Prüfkörper bei einer geringen durchschnittlichen Versagenslast von 330 N frakturierten. Bei den zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen der tioLogic® TWINFIT-Reihe handelt es sich im Gegensatz zu den anderen Implantat-Abutment-Verbindungen um die einzigen Prüfkörper, die eine Undichtigkeit bei einer Last von durchschnittlich 320 N aufwiesen.

1.3.2 Durchschnittliche Belastungszyklen

Die in Tabelle 2 der Publikation dargestellten Ergebnisse zeigen, dass die Conelog® Progressive-Line und die konischen Implantat-Abutment-Verbindungen der tioLogic® TWINFIT-Implantate durchschnittlich ungefähr doppelt so viele Belastungszyklen erreichten wie die anderen beiden Prüfkörper. Die höchste Überlebensrate hatten dabei mit durchschnittlich 1.161.472 Zyklen die Conelog® Progressive-Line-Implantate, gefolgt von den tioLogic® TWINFIT-Implantaten mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung bei 1.024.144 Zyklen. Trotz der konischen Implantat-Abutment-Verbindung erreichten die AstraTech™-Implantate nur 545.337 Zyklen. Die tioLogic® TWINFIT-Implantate mit zylindrischer Implantat-Abutment-Verbindung versagten bereits bei ungefähr 537.654 Zyklen und überstanden damit die kürzeste Zeit. Eine Visualisierung der Daten findet sich im angehängten Material der Publikation (Mezey et al., 2025).

1.3.3 Versagensart

Im Verlauf der Studie traten verschiedene Versagensarten auf: Fraktur, permanente Deformation und Undichtigkeit. Kam es durch eine Fraktur oder Verbiegung der Prüfkörper zur maximalen Auslenkung der Dauerlast-Maschine, so wurde der Vorgang automatisch abgebrochen. Bei den tioLogic® TWINFIT-Implantaten mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung kam es, wie Abbildung 6 der Publikation entnommen werden kann, in zwei Fällen zu einer Deformation der Prüfkörper durch Verbiegung auf Höhe des Abutments und zur Fraktur eines Exemplars in Regio der Abutmentverbindung samt Abutmentschraube (Mezey et al., 2025). Demgegenüber sind die Conelog® Progressive-Line-Prüfkörper auf Höhe des Kunststoffrandes und die AstraTech™-Implantate unterhalb des Kunststoffniveaus frakturiert. Die tioLogic® TWINFIT-Implantate mit zylindrischer Implantat-Abutment-Verbindung wiesen als einzige und in jedem Fall Undichtigkeiten auf.

1.4 Diskussion

Zunächst bedarf es der Erläuterung, wie es durch die unterschiedlichen Gestaltungsgeometrien der Implantat-Abutment-Verbindungen zu der Entstehung eines Mikrospaltes zwischen Implantat und Abutment kommen kann. Durch passgenaue parallele Flächen bei zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen muss ein minimaler Spielraum zwischen Implantat und Abutment vorhanden sein, um das Abutment in dem Implantat platzieren zu können. Dieser Spielraum wird erst durch das Festziehen der Abutmentschraube mit der durch den Hersteller angegebenen Kraft verschlossen. Trifft auf das Abutment nun jedoch eine Last, die höher ist als die Kraft, mit welcher die Abutmentschraube festgezogen wurde, so kommt es zu einer Mikrobeweglichkeit des Abutments (Zipprich et al., 2007).

Ein konisches Abutment wird dagegen durch das Festziehen der Abutmentschraube in das Implantatinnere hineingedrückt. Käme es bei einer Belastung nun hypothetisch zu einer Bewegung des Abutments, so würde der Konus des Abutments weiter in das Implantatinnere hineingedrückt, wodurch die Bildung eines Spaltes verhindert würde (Wylezalek, 2020).

Aufgrund der Relevanz für die Langlebigkeit der Implantate, wurde die Verbindung zwischen Implantat und Abutment bereits in mehreren Studien untersucht. Hierbei wurden allerdings oft unterschiedlichen Prüfmethode verwendet und die genaue Lage des gemessenen Spalts variierte von Studie zu Studie, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert. Allgemein ließ sich aber bei diversen Implantat-Abutment-Verbindungen eine bakterielle Besiedelung des Implantatinneren nachweisen, welche nicht bei einteiligen Implantatsystemen beobachtet werden konnte (Broggini et al., 2003). So wurden auf den Innenflächen untersuchter Implantate Mikroorganismen unter anderem mithilfe der „DNA-Barcoding-Methode“ nachgewiesen. Hierfür wurden verschiedene Exemplare sowohl statischen Bedingungen als auch einer zyklischen Belastung ausgesetzt, wobei sie in menschlichen Speichel getaucht wurden. Der gleiche Versuch wurde mit zylindrischen und konischen Implantat-Abutment-Verbindungen durchgeführt, wobei die Kontamination der konischen Verbindungen geringer war (do Nascimento et al., 2012).

Bränemark-Implantate wurden mittels differentieller Phasenkontrastmikroskopie untersucht und zeigten dabei ebenfalls eine bakterielle Besiedelung. Hierfür wurde die Abutmentschraube von in Vivo gesetzten Implantaten nach 3 Monaten entfernt und untersucht. Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass die entdeckte Kontamination auf den entsprechenden Abutmentschrauben durch den Mikrospace zwischen dem Implantat und dem Abutment verursacht wird (Quirynen und van Steenberghe, 1993).

Neben der bakteriellen Besiedelung wurde auch die Spaltbildung zwischen Implantat und Abutment direkt untersucht. Eine Spaltbildung mithilfe einfacher röntgenologischer Untersuchungen bei Abutments mit konischer Geometrie konnte im Vergleich zu zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen nicht eindeutig nachgewiesen werden, wodurch sich erstere allgemein als weniger anfällig für Undichtigkeiten erwiesen (Candotto et al., 2019; Rack et al., 2010; Zipprich et al., 2007). Rack et al. wiesen in Vitro das Vorhandensein eines Mikrospace aber auch für konische Implantat-Abutment-Verbindungen mittels Synchrotron-Radiographie nach, welche eine hochauflösende dynamische radiografische Untersuchung ermöglicht. Der Mikrospace war auch ohne dynamische Belastung vorhanden, wurde aber unter erhöhter Belastung deutlicher sichtbar (Rack et al., 2010).

Auch elektronenmikroskopische und spektrophotometrische Untersuchungen zeigten eine Undichtigkeit und Mikrospacebildung an der Verbindungsstelle zwischen Implantat und Abutment (Gross et al., 1999; Jansen et al., 1997). Wylezalek untersuchte verschiedene Abutmentgeometrien mit der Finite-Elemente-Methode. Dabei handelt es sich um ein numerisches, rechnerisches Simulationsverfahren, anhand dessen das Materialverhalten eines Körpers auf unterschiedliche Einflüsse bestimmt werden kann.

Wylezalek entwarf hierfür Abutments mit konischer und zylindrischer Geometrie, basierend auf den von uns untersuchten tioLogic® TWINFIT™-Implantaten, sowie Abutments mit unterschiedlichen Konuswinkeln. Außerdem verglich sie verschiedene Konfigurationen zum Rotationsschutz und bewertete deren Einfluss auf die Größe des Mikrospace bei Belastung. Die Ergebnisse für die konischen Abutmentgeometrien zeigten keinen signifikanten Unterschied in der Größe des Mikrospace zueinander. Die zylindrische Abutment-Geometrie, die auf dem tioLogic® TWINFIT™-Abutment basiert, wies in der Untersuchung

jedoch einen deutlich kleineren Mikropalt auf als herkömmliche zylindrische Implantat-Abutment-Verbindungen (Wylezalek, 2020).

Da also in jedem Fall eine Spaltbildung vorliegt, sollte weiterhin überprüft werden, wie diese beeinflusst werden kann. So wurde der Zusammenhang zwischen Mikropaltbildung und unterschiedlichen Drehmomenten bei dem Festziehen der Abutmentschraube untersucht. Die Spaltbildung nimmt dabei mit zunehmendem Drehmoment ab (Gross et al., 1999). Nach Zipprich et al. (2007) wirken während des Kauens Kräfte aus verschiedenen Richtungen auf die Implantatkronen: axiale, mesiodistale und orovestibuläre Kräfte, die zu zusätzlichen extraaxialen Kräften führen. Bereits bei einer Belastung von 100 N in einem extraaxialen Winkel von 30 ° wird ein Drehmoment von 40 N erzeugt, was zu einer Lockerung der Abutmentschraube und damit zu Mikrobewegungen führt. Daher ist es von entscheidender Bedeutung, die korrekten Drehmomente für die Befestigung der Abutmentschraube einzuhalten (Mishra et al., 2017; Quek et al., 2008).

Neben dem korrekten Drehmoment für die Abutmentschraube wurde auch der Einfluss der Abutmentschraube generell auf die Dichtigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung untersucht. Hierfür wurde eine Untersuchung in einer Dauerlastmaschine durchgeführt, welche sich bereits zuvor als geeignet erwiesen hat, um das Vorhandensein eines Mikropalts nachzuweisen (Steinebrunner et al., 2005). Im Jahr 2012 verwendeten Suttin et al. hierfür eine spezielle Methode: Sie statteten die Implantate mit einem apikalen Luer-Schlauchanschluss aus und testeten die Dichtigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung unter dynamischer Belastung (Suttin und Towse, 2012). Im Rahmen einer zweiten Studie untersuchten die Autoren dann, ob der Austausch der Abutmentschraube Auswirkungen auf die Ergebnisse hatte (Suttin und Towse, 2012). Die von uns verwendete Methode ist an den oben genannten Dichtigkeitstest angelehnt, wobei die DIN EN ISO 14801-Norm eingehalten wurde. Einzelne Kriterien wurden leicht abgeändert; so der Winkel für die extraaxiale Krafteinwirkung: Bei Implantaten, deren Winkel um mehr als 15 ° von der ursprünglichen Zahnachse abweicht, sind laut DIN-Norm eigentlich Abutments mit einem Angulationsausgleich erforderlich. Da ausschließlich gerade Abutments untersucht wurden, änderten wir den Winkel von 30 ± 2 ° auf 20 °.

Suttin et al. analysierten vier verschiedene Arten von Implantaten, darunter zwei zylindrische (Thommen SPI® Element und 3i T3® mit DCD®) und zwei konische Abutment-Geometrien (Astra Tech™ OsseoSpeed™ und Straumann® Bone Level). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass wie auch in unserem Versuch die zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen vor dem Versagen eine Undichtigkeit aufwiesen und die konischen Abutment-Prüfkörper unterschiedliche Versagensarten zeigten. Der Thommen SPI® Element-Prüfkörper versagte bei der geringsten Belastungskraft von etwa 230 N. Im Gegensatz dazu versagten die Astra Tech™ OsseoSpeed™- und Straumann® Bone Level-Implantate bei einer durchschnittlichen Belastung von 520 N bzw. 570 N. Die 3i T3® mit DCD®-Implantatproben, die mit einer Plattform-Abutment-Verbindung ausgestattet waren, überstanden mit durchschnittlich 740 N die höchsten Belastungswerte und damit weitaus höhere Belastungen als die zylindrischen tioLogic® TWINFIT-Prüfkörper. Der Grund für das Erreichen der höheren Belastung lag möglicherweise an der Abutmentschraube, mit welcher die 3i T3®-Abutments versehen waren. Während die Thommen-, Astra Tech™- und Straumann®-Abutments mit Schrauben aus einer Titanlegierung ausgestattet waren, wurden die 3i T3®-Abutments mit einer Certain® Gold-Tite®-Schraube befestigt (Suttin und Towse, 2013).

Im zweiten Teil ihrer Studie untersuchte die Arbeitsgruppe um Suttin und Towse genau diesen Unterschied und damit den Einfluss des Materials der Abutmentschraube. Sie verglichen das 3i T3®-Implantatsystem mit einer Gold-Tite®-Schraube und einer Schraube aus einer Titanlegierung. Die 3i T3®-Probe mit der Titanschraube versagte dabei bereits bei einer durchschnittlichen Kraft von nur 500 N (Suttin und Towse, 2013).

Die Lockerung oder Fraktur der Abutmentschrauben sind die häufigsten Ursachen für ein Versagen des Implantat-Abutment-Systems (Alsubaiy, 2020). Also untersuchten Suttin und Towse im Folgenden das 3i T3®-Implantatsystem genauer und verglichen, ob die Langlebigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung durch das Austauschen der Abutmentschraube verbessert werden kann. Sie folgten demselben Versuchsaufbau, jedoch wurde bei Undichtigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung die Schraube durch eine neue Titanschraube ersetzt. Die zweite Titanschraube brachte jedoch keinen zusätzlichen Nutzen für die Dichtigkeit, da keine höhere Belastung ohne Leckage erreicht werden konnte. Eine Lockerung der Abutmentschraube konnte dabei nicht festgestellt werden. Nach dem

Versagen der zweiten Titanschraube bei einer mittleren Kraft von 263 N wurde erneut eine Gold-Tite®-Schraube eingesetzt, was dazu führte, dass die Probe einer deutlich höheren dynamischen Belastung von etwa 561 N standhielt, bevor eine Undichtigkeit auftrat (Suttin und Towse, 2012).

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen zeigten vergleichbare Ergebnisse zwischen den Thommen SPI® Element-Implantaten und den zylindrischen tioLogic® TWINFIT- Prüfkörpern, die bei einer durchschnittlichen Kraft von 320 N undicht wurden. Weitere Untersuchungen könnten klären, ob ein Austausch oder eine Änderung der Abutment-Schraube die Dichtigkeit des tioLogic® TWINFIT-Plattform-Abutments beeinflussen würde. In der Untersuchung von Suttin und Towse aus dem Jahr 2013 wurden die Astra Tech™-Implantate nach einer durchschnittlichen Belastung von 520 N undicht. In unserer Studie jedoch frakturierten die Astra Tech™-Prüfkörper bereits bei einer geringen Belastung von 330 N. Was die Astra Tech™ OsseoSpeed™- Prüfkörper betrifft, könnte der Test mit einem geringeren simulierten Knochenverlust wiederholt werden, um zu untersuchen, ob die frühe Fraktur durch den schmaleren Implantatkörper verursacht wird.

Mit fortschreitender Belastungszeit wird es immer wahrscheinlicher, dass Implantate unter erhöhter Belastung sowie unter ungünstigen extraaxialen Kräften versagen. 2015 verfassten Gupta et al. eine Übersicht über die Ursachen von Implantatversagen, wie etwa Schraubenlockerung oder -fraktur, und darüber, wie diese Komplikationen verhindert oder bewältigt werden können. Außerdem betonten sie ebenfalls die Bedeutung des richtigen Drehmoments beim Festziehen der Abutmentschraube, wodurch Schraubenlockerungen und Mikrobewegungen des Abutments reduziert werden können. Außerdem wird empfohlen, die Schraube nach ein paar Minuten nachzuziehen. Obwohl wir dieses Prozedere bei unserem Vorgehen befolgten, konnte nicht verhindert werden, dass die Verbindung zwischen Implantat und zylindrischer Abutment-Geometrie undicht wurde. Auch wenn unsere Studie ein Worst-Case-Szenario widerspiegelt, wurde verdeutlicht, dass die Implantat-Abutment-Verbindung fragil ist und neben Undichtigkeiten auch Frakturen auftreten können. So ist es wichtig zu betonen, dass in realen Situationen eine geeignete Okklusion, die Beseitigung schlechter Angewohnheiten oder Parafunktionen wie Bruxismus und die Reduzierung extraaxialer Belastungen dazu beitragen können, Materialermüdung zu verringern (Gupta et al., 2015; Yao et al., 2019).

Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass das tioLogic® TWINFIT-System nach Durchführung der Dichtigkeitsprüfung einer intraoralen Belastung standhalten kann. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Prüfkörper mit konischen Aufbauten ähnlich verhalten, wie das bewährte System von Conelog®. Im Folgenden könnte noch untersucht werden, ob die kurze Lebensdauer der zylindrischen tioLogic® TWINFIT-Abutments durch den Austausch der Abutmentschraube verlängert werden kann. Da die Gründe für ein Implantatversagen multifaktoriell sind, bleibt die Verwendung des tioLogic® TWINFIT Implantatsystems weiterhin eine sinnvolle Option. Letztendlich liegt die Wahl der Abutmentverbindung beim Behandler. Das tioLogic® TWINFIT-System bietet dabei aber im Vergleich zu anderen Implantatsystemen eine große Flexibilität bei einer überschaubaren Anzahl an Materialien und Geräten.

1.4.1 Komplikationen

Gemäß der Norm DIN EN ISO 14801 sollte die Abweichung der eintretenden Last nicht mehr als 5 % betragen. Bei der Dyna-Mess-Prüfmaschine traten vor allem im unteren Kraftbereich und bei einzelnen Prüfkörpern Probleme auf. Bei den Belastungszyklen kam es immer wieder zu Unterbrechungen, da die Maschine nicht in der Lage war, die Kraft im Bereich von 100 N bis 200 N richtig zu regulieren. Davon betroffen waren nur die Prüfkörper von Conelog® Progressive-line und Astra Tech OsseoSpeed™ EV. Immer wenn die Krafttoleranz oder maximale Auslenkung überschritten wurde, schaltete sich die Maschine ab und erforderte eine Neukalibrierung und einen Neustart. Dies hatte keinen Einfluss auf den Dauerlastversuch oder die Gültigkeit des Prozesses, da die Anzahl der Belastungszyklen dabei genau dokumentiert wurde. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass dies lediglich ein Problem mit Belastungen im unteren Kraftbereich war und sich nicht auf den Bereich höherer Kräfte erstreckte, welcher letztendlich für die Dichtigkeitsprüfung relevant war.

1.5 Zusammenfassung

Die Ergebnisse einer Reihe früherer Untersuchungen haben gezeigt, dass sowohl bei konischen als auch bei zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen unter mechanischer Belastung ein Mikropalt vorhanden ist. Dieser ist groß genug, um den Durchtritt von Bakterien zu ermöglichen und so die Langlebigkeit von Implantaten zu beeinflussen. Das Ziel dieser Studie bestand darin zu untersuchen, wie sich das tioLogic® TWINFIT-Implantatsystem im Vergleich zu anderen Implantatsystemen verhält und dadurch abzuschätzen, ob es einer solchen intraoralen Belastung standhalten kann. Unter den Kriterien der Norm DIN EN ISO 14801 wurde hierfür eine dynamische Belastungsprüfung durchgeführt, wobei Prüfkörper drei verschiedener Implantatsysteme so lange zyklisch zunehmender Belastung ausgesetzt wurden, bis eine Mikropaltbildung durch den Austritt von gefärbter Flüssigkeit oder eine Fraktur des Implantat-Abutment-Systems eintrat. Die wesentlichen Erkenntnisse sind im Folgenden zusammengefasst.

Auffällig war, dass die konischen Abutments des tioLogic® TWINFIT-Implantatsystems ähnlichen Belastungen standhielten wie die Prüfkörper des CONELOG®-Implantatsystems, wohingegen das zylindrische tioLogic® TWINFIT Abutment früh versagte. Dieses lässt sich mit den Ergebnissen des Astra Tech OsseoSpeed™ EV Implantatsystems vergleichen, wobei die tioLogic® TWINFIT Prüfkörper bei ähnlicher Last lediglich ein leakage aufwiesen, frakturierten die Astra Tech OsseoSpeed™ EV Prüfkörper. Allgemein lässt sich feststellen, dass die Wahl des Abutments einen großen Einfluss auf die Langlebigkeit des tioLogic® TWINFIT-Implantatsystems hat, da die konische Abutmentverbindung deutlich höheren Belastungen standhielt, wohingegen die zylindrische Abutmentverbindung Undichtigkeiten aufweist. Hier könnten weitere Untersuchungen durchgeführt werden, um zu prüfen, ob die Langlebigkeit in dieser Hinsicht verbessert werden kann. Anhand der bisherigen Ergebnisse lässt sich jedoch zusammenfassend sagen, dass das tioLogic® TWINFIT-Implantatsystem auch aufgrund seines variablen Einsatzbereiches gut für den langlebigen intraoralen Gebrauch geeignet ist.

1.6 Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung

Alsubaiy EF. Abutment screw loosening in implants: A literature review. *J Family Med Prim Care* 2020; 9: 5490–5494

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Den Res* 2003; 82: 232-237

Candotto V, Gabrione F, Oberti L, Lento D, Severino M. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review. *J Biol Regul Homeost Agents* 2019; 33: 129-134

Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015; 6: 3-8

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseo integrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 94-100

International Organization for Standardization (ISO). DIN EN ISO 14801:2016: Dentistry - Implants - Dynamic loading test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland; 2016

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

Mezey T, Bourauel C, Keilig L. Dynamic loading leakage test of dental abutment/implant connections based upon a novel implant system with an abutment switch feature: an in vitro study. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 2025

Klinsmann HM, Seufert A, Wiegner U, Kreher T, Gowosdz F, Wiegner JU. Der Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung auf das marginale Knochenniveau. *Zahnärztl Impl* 2016; 32: 297-303

Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. *J Clin Diagn Res* 2017; 11: 10-15

do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Albuquerque Jr RF. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 551-560

Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4: 158-161

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 253-262

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

Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann 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

Suttin Z, Towse R. Effect of Abutment Screw Design on Implant System Seal Performance. Presented at the European Association for Osseointegration, 20th Annual Scientific Meeting 2012

Suttin Z, Towse R. Dynamic loading fluid leakage characterization of dental implant systems. ART1205EU BIOMET 3i White Paper 2013

Wylezalek M. Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Rheinischen-Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2020

Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micro-movement: three-dimensional finite element analysis. Dent Mater 2012; 28: 1126-1133

Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. J Mech Behav Biomed Mater 2019; 90: 426–432

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. Implantologie 2007; 15: 31-46

2. Veröffentlichung

Dieser Publikationsdissertation liegt die folgende, unabhängig begutachtete Veröffentlichung zugrunde:

Mezey T, Bourauel C, Keilig L. Dynamic loading leakage test of dental abutment/implant connections based upon a novel implant system with an abutment switch feature: an in vitro study. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik 2025.

<https://doi.org/10.1515/bmt-2025-0141>

3. Erklärung zum Eigenanteil

Diese Arbeit wurde in der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Oralmedizinische Technologie der Universität Bonn unter Betreuung von Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel durchgeführt.

Sämtliche Versuche wurden nach Einarbeitung durch Dr. Ludger Keilig von mir eigenständig durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde in Zusammenarbeit mit Dr. Ludger Keilig zusammengestellt.

Die statistische Auswertung erfolgte durch Dr. Ludger Keilig.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

4. Danksagung

Mein Dank gilt allen beteiligten Personen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Allen voran möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel bedanken, der es mir ermöglicht hat diese Arbeit unter seiner Betreuung zu verfassen. Ich danke ihm für sein stets offenes Ohr und seine konstruktive Hilfeleistung auf diesem Weg, sowie für die motivierende Unterstützung.

Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig danke ich ganz herzlich, dass er sich die Zeit genommen hat, mich in die Methoden und Gerätschaften für die Versuche einzuweisen und mich so bei der Umsetzung und Auswertung unterstützt hat. In schwierigen Phasen der Promotion wurde er nie müde meine Fragen zu beantworten, damit ich vorankomme.

Ich danke dem Unternehmen Dentaurum[®], insbesondere Herrn Ulmer, für die Zurverfügungstellung der Prüfkörper und weiterer Materialien für die Vorbereitung und Darstellung der Versuche.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern Judit und Andreas Mezey, die mich sowohl während meines Studiums als auch während meiner Promotion unterstützt und mich ermutigt haben, immer weiterzumachen.