

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt am Main

betreut am

Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)

Poliklinik für zahnärztliche Prothetik

Direktor: Prof. Dr. Jan-Frederik Güth

**Die elastische Verformung von Implantaten mit konischen Implantat-
Abutment-Verbindungen bei extraaxialer Belastung in Abhängigkeit
der Einbett-Tiefe
-in vitro Untersuchung-**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Johann Wolfgang-Goethe-Universität

Frankfurt am Main

vorgelegt von

Till Reimann

aus Unna

Frankfurt am Main, 2021

Dekan: Prof. Dr. Stefan Zeuzem
Referent: Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer
Korreferent: Prof. Dr. Frank Schwarz
Tag der mündlichen Prüfung: 20.01.2022

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	10
2	Literaturübersicht	12
2.1	Dentale Implantate.....	12
2.2	Osseointegration.....	13
2.3	Implantat-Abutment-Verbindung.....	15
2.3.1	Konische Implantat-Abutment-Verbindungen.....	17
2.3.2	Nicht-konische Implantat-Abutment-Verbindungen.....	18
2.4	Allgemeine Faktoren für Knochenabbau	18
2.4.1	Knochenabbau während und nach Insertion des Implantates	19
2.4.2	Knochenabbau in Verbindung mit allgemeinmedizinischen Risikofaktoren/Risikogruppen	21
2.4.3	Mechanische Überlastung als Grund für Knochenabbau.....	21
2.4.4	Bakterielle Undichtigkeit als Grund für Knochenabbau	24
2.5	Mikrobewegungen und Mikrospace	25
2.6	Elastische Verformungen des Implantatkörpers	26
2.7	Kaukräfte	27
2.8	Extraaxiale Kräfte	29
2.9	Kausimulatoren.....	30
3	Problemstellung	32
4	Material und Methode	32
4.1	Versuchsgruppierung.....	33
4.2	Versuchsablauf.....	33
4.3	Verwendete Implantatsysteme	34
4.3.1	Herstellung des Prüfkörpers.....	34
4.3.2	Herstellung des Belastungsaufsatzes	35
4.3.3	Herstellung der Zementierkappen	36

4.3.4	Herstellung der Einbettform und Implantathalterung	37
4.3.5	Herstellung der „Klebevorrichtung“	43
4.3.6	Wahl des passenden Einbettmaterials	44
4.3.7	Einbetten der Implantate	45
4.3.8	Abutmentmontage und definitive Zementierung der Zementierkappen	49
4.3.9	Anbringen der Edelstahlrohre und Reflektoren	51
4.3.10	Endgültige Montage der Prüfkörper	54
4.4	Kausimulation	55
4.4.1	Kraftfaktoren	55
4.4.2	Ansteuerung des Kausimulators	56
4.5	Laserwegensensoren	57
4.6	Ermittlung der Stauchung und Biegung	58
4.6.1	Herleitung der Formel zur Berechnung der Biegung bzw. Winkeländerung	59
4.7	Versuchsablauf und Generieren der Ergebnisse	61
5	Ergebnisse	62
5.1	Auswertung und Darstellung der Ergebnisse	62
5.2	Dentsply Sirona Ankylos®	66
5.3	Dentsply Sirona AstraTech® 4.0	69
5.4	Dentsply Sirona AstraTech® 5.0	72
5.5	Osstem®	75
5.6	ITI Straumann®	78
6	Vergleichsdiagramme der einzelnen Kraftstufen	81
6.1	25N	82
6.2	50N	83
6.3	75N	84
6.4	100N	85

6.5	125N	86
6.6	150N	87
6.7	175N	88
6.8	200N	89
6.9	Zusammenfassung der Ergebnisse	89
6.10	Statistische Auswertung	91
7	Diskussion.....	92
7.1	Material und Methode	92
7.1.1	Implantate.....	92
7.1.2	Herstellung der Prüfkörper	93
7.1.3	Vorbereitung zur Messung	95
7.1.4	Versuchsdurchführung	95
7.2	Ergebnisse.....	95
8	Klinischer Aspekt	98
9	Zusammenfassung	99
10	Summary.....	101
11	Literaturverzeichnis.....	104
12	Anhang.....	113
12.1	Ergebnisse der Prüfkörper 1 bis 5 der einzelnen Implantatsysteme ..	113
12.1.1	Dentsply Sirona Ankylos®	113
12.1.2	Dentsply Sirona AstraTech 4.0®	114
12.1.3	Dentsply Sirona AstraTech 5.0®	115
12.1.4	Osstem®	116
12.1.5	ITI Straumann®	117
12.2	Datenblätter der verwendeten Materialien und Geräte	118
12.2.1	Laser-Wegmessenor	118
12.2.2	Revolution Formula 2 Flowable Composite.....	126

12.2.3 Torsiometer	134
12.2.4 Drucktopf Palamat elite	134
12.2.5 Gießharz.....	136
12.2.6 Härter für Gießharz	139
13 Ehrenwörtliche Erklärung.....	141

Abkürzungsverzeichnis

IAV	Implantat-Abutment-Verbindung
KA	Knochenabbau
LS	Lasersensor
R	Reflektor
S ₁ bzw. S ₂	Reflektorstäbe

Tabellen-/Abbildungsverzeichnis

Tabelle 1: Mikrospalten unter Krafteinwirkung bei 50N, 100N, 150N, 200N Zipprich et al. ¹¹	26
Tabelle 2: ermittelte maximale Kaukräfte verschiedener Untersuchungen ¹⁵⁸ ..	29
Tabelle 3: Kausimulatoren mit dazugehörigen Aktionsprinzipien (Heintze et al. 2006 ¹⁶⁷ , ergänzt durch Zipprich et al. ¹⁶⁶).....	31
Tabelle 4: Verwendete Implantatsysteme.	34
Tabelle 5: Drehmomenttabelle	50
Tabelle 6: Ausschnitt aus Ankylos-Tabelle.....	63
Tabelle 7: Messdatenauswertung Ankylos	67
Tabelle 8: Messdatenauswertung AstraTec4.0	70
Tabelle 9: Messdatenauswertung AstraTech 5.0	73
Tabelle 10: Messdatenauswertung Osstem	76
Tabelle 11: Messdatenauswertung Straumann	79
Tabelle 12: Daten der Implantatsysteme bei 25N	82
Tabelle 13: Daten der Implantatsysteme bei 50N	83
Tabelle 14: Daten der Implantatsysteme bei 75N	84
Tabelle 15: Daten der Implantatsysteme bei 100N	85
Tabelle 16: Daten der Implantatsysteme bei 125N	86
Tabelle 17: Daten der Implantatsysteme bei 150N	87
Tabelle 18: Daten der Implantatsysteme bei 175N	88
Tabelle 19: Daten der Implantatsysteme bei 200N	89
Tabelle 20: Höchste Differenz je Kraftstufe	91
Tabelle 21: Niedrigste Differenz je Kraftstufe	91

Tabelle 22: Implantatwandstärken, Kraftübertragungslängen und elastische Verformung bei 200N mit KA (aus Zipprich, 2018 ¹⁷⁶	97
Abbildung 1: Ankopplungsmechanismen zwischen Implantat und Abutment ...	15
Abbildung 2: Kugel mit Innengewinde	35
Abbildung 3: Abutment (3) mit zementierter Gewindehülse (2) und nicht aufgeschraubter Belastungskugel (1).....	36
Abbildung 4: Zusammengesteckter Einbettzylinder mit Kupferstab als Platzhalter (1) Implantathalterung (2) ; und Einbettzylinder (Öffnung nach unten)(3).	37
Abbildung 5: Implantat (2) in Implantathalterung (1) und demontierter Zylinder (3).	38
Abbildung 6: Schnittbild durch Implantathalterungen mit (1) und ohne (2) simuliertem Knochenabbau	39
Abbildung 7: Einbettzylinder und Implantathalterung demontiert für Simulation von Knochenaufbau.....	39
Abbildung 8: Einbettzylinder und Implantathalterung demontiert zur Simulation ohne Knochenabbau	40
Abbildung 9: fertiger Versuchskörper ohne Knochenabbau (Schnittbild).	41
Abbildung 10: fertiger Versuchskörper mit Knochenabbau	42
Abbildung 11: Klebevorrichtung mit Schlitten zum Positionieren und Fixieren der Reflektoren (1), Fixierung für die Aluminiumstäbe in den Parallelisierungsnuten (2), Fixierungsbrücke zum Einspannen der Kunststoffkörper (3), Parallelisierungsnuten zur Ausrichtung der Implantate (4), exakt passendes Bett zum Fixieren des Implantates (5) (Klebevorrichtung hergestellt durch ETG Elektronik GmbH, Weiterstadt).	43
Abbildung 12: Gießharz Abbildung 13: Härter für Gießharz	44
Abbildung 14: Aufsicht: Fertig zum Einbetten montierte Gussform mit Implantat (1); Vaseline-Schicht (2) und Kupferstab (3).	45
Abbildung 15: Einfüllen des Gießharzes (1).	46
Abbildung 16: eingefülltes Gießharz (1).	46
Abbildung 17: Drucktopf vom Typ Palamat elite der Firma Heraeus-Kulzer, Hanau, Deutschland.	47
Abbildung 18: Schnittbild ohne simulierten Knochenabbau	48
Abbildung 19: Schnittbild mit simuliertem Knochenabbau.....	49

Abbildung 20: Drehmomentschlüssel (Foto C.Ratka) ¹⁶⁹	50
Abbildung 21: Aluminiumblock als Klebevorrichtung mit Kunststoffzylinder (1) und Messingstab (2)	51
Abbildung 22: Klebevorrichtung mit Prüfkörper und angebrachten Reflektoren (1)	52
Abbildung 23: Reflektor	53
Abbildung 24: Reflektoren in Fixierungsnuten	53
Abbildung 25: fertig montierter Prüfkörper	54
Abbildung 26: Kausimulator (Foto: H. Zipprich) mit Prüfkörper (1) und vertikalem (2) und horizontalem (3) Kraftfaktor	55
Abbildung 27: Bildschirmfoto LabView (Bild: C. Ratka)	56
Abbildung 28: Laserwegsensor	57
Abbildung 29: eingespannter Prüfkörper im Kausimulator	58
Abbildung 30: schematischer Messaufbau und Positionsänderungen der Reflektoren bei Belastung	59
Abbildung 31: Flussdiagramm Versuchsablauf	61
Abbildung 32: Ausschnitt Winkeländerung Ankylos	64
Abbildung 33: Winkeländerung Ankylos	66
Abbildung 34: Winkeländerung Astra 4.0	69
Abbildung 35: Winkeländerung AstraTech 5.0	72
Abbildung 36: Winkeländerung Osstem	75
Abbildung 37: Winkeländerung Straumann	78
Abbildung 38: Vergleichswerte bei 25N	82
Abbildung 39: Vergleichswerte bei 50N	83
Abbildung 40: Vergleichswerte bei 75N	84
Abbildung 41: Vergleichswerte bei 100N	85
Abbildung 42: Vergleichswerte bei 125N	86
Abbildung 43: Vergleichswerte bei 150N	87
Abbildung 44: Vergleichswerte bei 175N	88
Abbildung 45: Vergleichswerte bei 200N	89

1 Einleitung

Implantate sind ein elementares und wissenschaftlich anerkanntes Therapiemittel in der Zahn-, Mund und Kieferheilkunde und werden schon seit Jahrzehnten mit hoher Erfolgsquote im humanen Knochen eingesetzt¹. Titan wurde erstmals im Jahr 1960 von Linkow in Form von enossalen Blattimplantaten verwendet und setzte sich seitdem als Goldstandard durch². Etwa zeitgleich erfolgte ein entscheidender Beitrag zur heutigen modernen Implantologie durch den schwedischen Orthopäden und Forscher Per-Ingvar Brånemark. Er fand heraus, dass Titan als Werkstoff in den Knochen integriert wird und prägte in diesem Zusammenhang den Terminus der Osseointegration³. Während in den Anfangsjahren der dentalen Implantologie noch überwiegend in den zahnlosen Kiefer zur Versorgung durch herausnehmbare Prothesen oder verschraubte Brückenkonstruktionen implantiert wurde^{4,5}, konnten Mitte der 1980er Jahre in ersten Veröffentlichungen implantologische Einzelzahnversorgungen dokumentiert werden⁶. Vorteile dieses Therapiemittels sind die stabile und dauerhaft knochenerhaltende Verankerung, hohe klinische Erfolgsquoten und die Vermeidung von Behandlungsmaßnahmen an Nachbarstrukturen, beispielsweise das Beschleifen gesunder Nachbarzähne^{7,8} zur Aufnahme von Brücken.

Die menschliche Kaukraft, die Lokalisation im Kiefer und unterschiedliche Implantat-Geometrien können einen Einfluss auf die Belastung des umliegenden Knochens haben^{9,10}.

Mehrere Autoren beschreiben Folgen der Kaubelastung auf dentale Implantate und den umliegenden Knochen. So gibt es Studien hinsichtlich der Entstehung von Mikrospalten innerhalb der Implantat-Abutment-Verbindung (IAV)¹¹. Andere Studien beschäftigten sich mit Implantatverformungen unter Zuhilfenahme von photometrischen Messungen oder Finite-Elemente Modellen^{12,13}. Wirth et al. untersuchten mithilfe von Micro-CT Aufnahmen und Finite-Elemente-Modellen an resezierten Humerusköpfen von Menschen, welche bei Schultergelenksimplantat-Operationen entfernt wurden, die Auswirkungen auf den Knochen bezüglich der Einbringtiefe von Implantaten und den damit entstehenden unterschiedlichen Stress auf den umliegenden Knochen¹⁴. Die Gruppe um Wirth fand heraus, dass die Einbringtiefe und die Knochendichte

einen großen Einfluss auf den Stress, welcher durch die Implantate im umliegenden Knochen entsteht, haben. Folglich nimmt das makroskopische Außendesign eines Implantates Einfluss auf die Knochenstruktur und Knochendichte. Zu wenig Belastung endet in Knochenresorption und eine dauerhaft zu hohe Knochenbelastung ebenfalls.

Ziel dieser Studie es, herauszufinden, ob unterschiedliche Implantatgeometrie in unterschiedlich starker elastischer Verformung bei Belastung resultiert und ob diese elastische Verformung variiert, wenn simulierter oder kein simulierter Knochenabbau vorliegt. Dies könnte Rückschlüsse auf Knochenbelastung bei extraaxialen Belastungen erlauben.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentale Implantate

Als ein dentales Implantat wird eine künstliche Zahnwurzel bezeichnet, welche eine prothetische Versorgung trägt.

Das Zeitalter der modernen Implantologie beginnt mit der ersten erfolgreichen Implantation einer Schraube aus Vitalium - einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung - durch Storck im Jahre 1939 an der Universität Harvard. Diese Schraube versorgt er später mit einer prothetischen Zahnkrone¹⁵. Basierend auf seinen Forschungsergebnissen entwickelte Brånemark ein schraubenförmiges, zweiteiliges Implantatsystem aus Reintitan. Aufgrund seiner Erkenntnisse kommen heutzutage in der modernen Implantologie überwiegend schraubenförmige, enossal fixierte dentale Implantate zum Einsatz^{7,16-19}. Die heutzutage verwendeten Materialien dentaler Implantate sind überwiegend Reintitan, dessen Oberfläche durch Ätzen oder Beschichten modifiziert wurde. Seit einigen Jahren werden zudem immer häufiger Implantatfixturen aus Keramik (ZrO_2) auf dem Markt angeboten²⁰. Da in der folgenden Arbeit ausschließlich Titanimplantate mit modifizierten Oberflächen verwendet wurden, wird auf Keramik und andere Materialien nicht weiter eingegangen.

Alle gegenwärtig verwendeten Implantate werden enossal, also in den Kieferknochen gesetzt^{3,21,22}. Chirurgisch wird hierbei zwischen dem subgingivalen Einheilmodus unterschieden, bei dem die Implantatschulter und die Verschlusskappe vollständig von Gingiva bedeckt sind³ sowie der transgingivalen Einheilung. Hierbei ist die Position des Implantates im Mund sichtbar²³. Die initiale Fixierung des Implantates in der Maxilla oder Mandibula wird als primäre Stabilisierung bezeichnet²¹. Durch knöcherne Einheilung erfolgt die sekundäre Stabilisierung bzw. Osseointegration²⁴⁻²⁹.

Mit Ausnahme der einteiligen Implantate setzen sich Implantate aus mehreren Einzelkomponenten zusammen. Da in dieser Arbeit ausschließlich mehrteilige Implantatsysteme verwendet wurden, wird im Folgenden auf einteilige Implantate nicht näher eingegangen. Die Bestandteile mehrteiliger Implantatsysteme sind die osseointegrierte Implantatfixtur (Schraube), das Abutment (Implantataufbau) und die Abutmentschraube, welche die Erstgenannten rotationsstabil

miteinander verbindet³⁰. Bezüglich der Form der Implantatfixtur weisen nahezu alle heutzutage auf dem Markt befindlichen Systeme konische, schraubenförmige oder rotationssymmetrisch-zylindrische Formen auf³¹. Das Abutment verbindet enossale Fixtur und prothetische Suprakonstruktion. Abutments können herstellerabhängig präfabriziert oder im Zahntechniklabor individualisiert angefertigt werden³². Goldstandard sind momentan CAD/CAM gefertigte Abutments aus Titan und/oder Keramik^{33,34}. Der vielfältige Verwendungszweck der Implantataufbauten erlaubt es, Implantate als Einzelzahnkonstruktion, Brückenpfeiler aber auch als Verankerung für Prothesen in Form von Kugelpfankern, Stegen oder Teleskopen zu verwenden^{32,35,36}. In Hinblick auf die prothetische Versorgung kann zwischen feststehend, bedingt herausnehmbar und feststehend-herausnehmbar unterschieden werden^{5,37}.

Die hohen Erfolgsraten dentaler Implantate führten dazu, dass die DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferkrankheiten) 1982 die enossale Implantologie als Spezialgebiet der Zahnheilkunde anerkannte.

2.2 Osseointegration

Per definitionem übereinstimmender Autoren ist die Osseointegration die stabile Verankerung eines Implantats, die durch einen direkten, klinisch symptomfreien Knochen-zu-Implantat-Kontakt erreicht wird³⁸.

Als einer der Ersten postulierte der schwedische Orthopäde, Forscher und Entwickler Per-Ingvar Brånemark den Begriff der Osseointegration. Er wies mit seiner Forschungsgruppe einen unmittelbaren Implantat-Knochen-Übergang nach. Brånemark spricht von Osseointegration, wenn lebendes Knochengewebe mit der belasteten Implantatoberfläche ohne dazwischenliegendes Bindegewebe in Kontakt steht^{24,29,39,40}. Andere Autoren bezeichnen die erfolgreiche Osseointegration als das Ergebnis einer kontrollierten Fremdkörperreaktion auf Zahnimplantate²⁵. Nachdem zunehmend Implantate untersucht wurden, welche auch Kaubelastungen ausgesetzt waren, wurde als Synonym für Osseointegration der Begriff der funktionellen Ankylose geprägt⁴¹.

Die Kontaktstelle von Knochen zu Implantat wurde immer detaillierter untersucht. Während Albrektsson die Hypothese vertrat, dass das Implantat vom Knochen durch eine ca. 20-50nm elektronendichte Schicht aus undifferenzierter

Kollagenmatrix getrennt ist⁴², kamen andere Studien zu anderen Ergebnissen. Im Jahr 1997 konnte mittels elektronenmikroskopischer Untersuchungen herausgefunden werden, dass es sich bei dieser Grenzschicht um eine afibrilläre, granuläre Zone handelt, welche dünner als 1µm ist. Sie entsteht durch die Deposition von kalzifizierten, afibrillären Ablagerungen von Osteoblasten⁴³. Die Ossifikation, beziehungsweise Osseointegration, ist in drei Phasen zu unterteilen: die Wundheilung, die Bildung von Knochen und der Umbau des Knochens. In den ersten Stunden nach Implantatinsertion bildet sich entlang der Gewindegänge ein Koagulum aus Erythrozyten, Makrophagen und neutrophilen Granulozyten. Stabilisiert wird dieses Koagulum durch Fibrin. Bereits nach vier Tagen ist dieses Koagulum soweit resorbiert worden, dass es nunmehr aus mesenchymalen Zellen besteht, welche ebenfalls in einem Netz aus Fibrin und auch vaskularisierten Bereichen eingebettet sind. Entzündungszellen sind als Besonderheit vor allem zwischen den Gewindegängen zu finden. In implantatfernen Regionen finden sich stattdessen nur wenige Entzündungszellen⁴⁴. Die Primärstabilität sorgt vor allem in den harten kortikalen Bereichen für eine Kompression des Knochens und damit zu einem Kollaps der Blutgefäße in dieser Region. Dies führt zu einer Gewebehypoxie und einem Verlust von vitalen Osteozyten. Diese entstehende Nekrose wird wiederum im Einheilungsprozess resorbiert^{45,46}. Infolge der Hypoxie werden allerdings auch zahlreiche Wachstumsfaktoren wie VEGF (vascular endothelial growth factor) angeregt, welche für eine wachsende Durchblutung sorgen. Dadurch können weitere Zellen einströmen, die wiederum zusätzliche Wachstumsfaktoren produzieren⁴⁷. Nachdem dieser Heilungsprozess abgeschlossen ist, folgt die Phase der Neubildung von Knochen. Wie auch bei der normalen Ossifikation zum Beispiel bei Knochenbrüchen besteht diese Phase aus Induktion und Konduktion. Berglundh et al. stellten fest, dass bereits nach einer Woche rund um die Gewindegänge Fasern von Kollagen und vaskularisiertem Gewebe mit Gefäßen zu beobachten sind. Bereits in dieser Phase können neu gebildete Osteoblasten und Osteozyten bis in die apikale Implantatregion erkannt werden, ebenso in der Nähe der neu gebildeten Blutgefäße⁴⁴. Aus undifferenzierten Mesenchymzellen entstehen Osteoblasten, welche wiederum zu Osteoid werden. Dieses wird infolge von Kalzifizierung zu Geflechtknochen⁴⁸. Ungefähr vier Wochen post insertionem sind die Bereiche zwischen den Gewindegängen mit primärer, stark

vaskularisierter Spongiosa aufgefüllt. Durch spezifische Druckverhältnisse werden die noch ungerichteten Fasern des Geflechtknochens in der Folge in sekundäre Lamellenknochen mit nun gerichteten Fasern umgebaut. Umgeben ist dieser Lamellenknochen von Blutgefäßen, Fettzellen und mononukleären Zellen^{44,49}. Die Anpassung des Knochens kann zeitlebens erfolgen und ist nie statisch, sondern unterliegt kontinuierlich einem dynamischen Prozess⁴⁵.

2.3 Implantat-Abutment-Verbindung

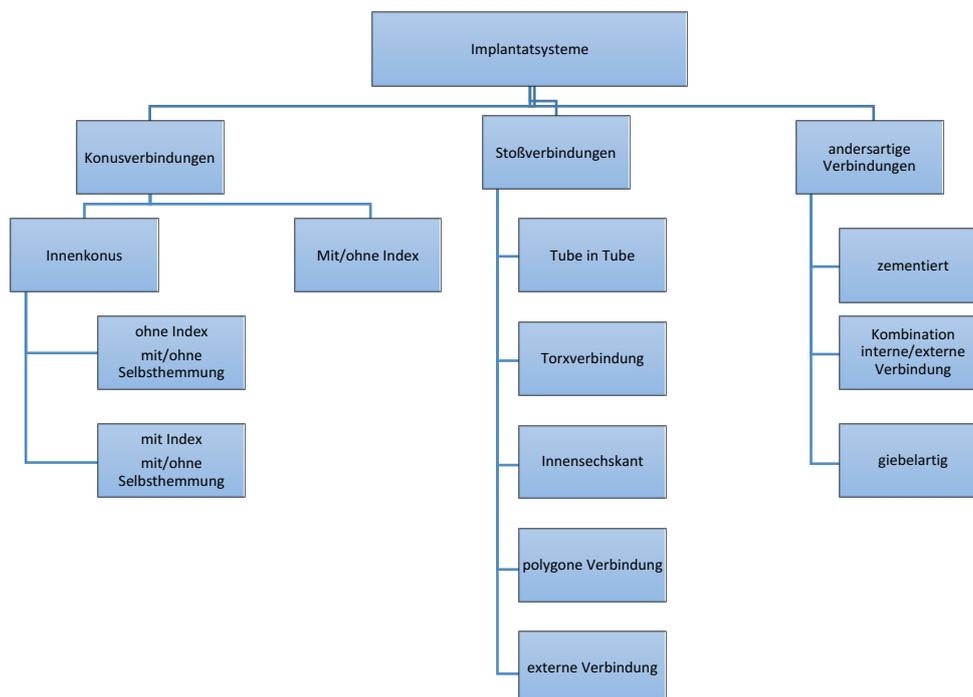


Abbildung 1: Ankopplungsmechanismen zwischen Implantat und Abutment

Als IAV (Implantat-Abutment-Verbindung) wird in der Literatur der Bereich bezeichnet, an welchem das Abutment in den enossalen Bereich des Implantates übergeht, es stellt also deren Verbindungsstelle dar. Es gibt in der Literatur keine einheitliche Einteilung von Implantat-Abutment-Verbindungen. In aktuelleren Publikationen werden häufig die konischen von den nicht-konischen Implantat-Abutment-Verbindungen unterschieden, in älteren Publikationen werden hingegen der interne- vom externen Fügetyt unterschieden.

Die Verbindung der Komponenten erfolgt überwiegend durch Verschraubung⁵⁰. Häufig ist dieser Bereich eines der signifikantesten Unterscheidungsmerkmale der unterschiedlichen Hersteller. In Abbildung 1 werden die unterschiedlichen

Ankopplungsmöglichkeiten dargestellt, inwiefern das Abutment mit dem Implantat technisch verbunden werden kann. Unabhängig vom Design oder Aufbau der Konstruktion muss diese Verbindungstelle eine Festigkeit gegen Rotationsbelastungen und Biegebelastungen bieten⁵⁰. Diese Abbildung ist nur eine Möglichkeit, die unterschiedlichen Konstruktionsarten der IAV zu veranschaulichen. Hauptkonstruktionsarten sind die konische Verbindung, die Stoßverbindung und die andersartige Verbindung. Als Stoßverbindungen werden jene mit planen Kontaktflächen bezeichnet. Da die Implantatsysteme in dieser Dissertation ausnahmslos konische Implantat-Abutment-Verbindungen haben, wird auf die anderen Verbindungsmöglichkeiten nicht weiter eingegangen.

Ein weiteres Unterscheidungsmerkmal bietet der Bereich unter dieser Kontaktfläche. Dort kann ein externer oder interner Index angebracht werden. Dieser fungiert als mechanische Rotationssperre⁵⁰. Auch diese Indizierung wird wiederum in sehr unterschiedlicher Geometrie angeboten, z.B. als Tube-in Tube-Verankerung, Schraubenkonusverbindung oder als interne beziehungsweise externe polygonale Verbindung. All diese unterschiedlichen Designs und Konstruktionsmerkmale eint aber das Ziel der Schaffung einer Festigkeit gegen Rotations- und exzentrische Biegebelastungen^{50,51}. Zusätzlich muss diese Verbindung ein fehlersicheres, einfaches Handling bei der Abutmentmontage im Patientenmund, eine ausbleibende Lockerung sowie eine geringe Materialermüdung gewährleisten¹¹. Um eine Rotationssicherung zu erreichen, werden von den Herstellern unterschiedliche Geometrien beziehungsweise Konstruktionen gewählt. Eine sehr einfache Art der Rotationssicherung ist der Außensechskant auf der koronalen Fügefläche des Implantats⁵⁰. Wie oben bereits erwähnt, können ebenso Indizes in Form von Nocken, welche in entsprechende Kerben im Implantat einrasten, als Rotationssicherung dienen. Diese können in Form von drei-, vier-, fünf-, oder mehreckigen Quaderformen gestaltet sein^{11,50,52}. Diese antirotatorischen Eigenschaften wurden schon 2001 von Salinas beobachtet, ursprünglich wurden jedoch die externen hexagonalen Verbindungen entwickelt, um eine exakte Positionierung des Abutments durch den Behandler zu erleichtern⁵³.

Zipprich et. al. nehmen eine mögliche Typisierung der IAV über das Fehlen bzw. Vorhandensein einer Selbsthemmung vor¹¹. Diese wird damit erklärt, dass ein durch Haftreibung vermiedenes Verdrehen oder Verrutschen zwischen zwei Bauteilen, in diesem Fall den Implantatkomponenten, erreicht wird. Durch Aneinanderpressen der Einzelteile entsteht diese Haftreibung, welche nur durch äußere Kräfte überwunden werden kann. Das bedeutet, dass die Höhe der Selbsthemmung und der Haftreibung sowohl von der initialen Anpresskraft, den spezifischen Reibungskoeffizienten und in großem Maße von der Geometrie beeinflusst wird¹¹.

2.3.1 Konische Implantat-Abutment-Verbindungen

Besondere Merkmale sind die zusammengepressten Flächen einer in der Implantatachse ausgerichteten konischen Matrize und Patrize¹¹. Als Außenkonus fungiert hierbei das Abutment, als korrespondierende konische Matrize (Innenkonus) das Implantat. Diese Verbindungsart wird auch als Verbindung mit Selbsthemmung bezeichnet.

Konische Implantatverbindungen sollen zum einen gewährleisten, dass der Sitz des Abutments durch Friktion fixiert ist. Zum anderen wird hierdurch eine exakte vertikale Positionierung des Implantates gewährleistet⁵⁴. Aufgrund des tiefen Einschubs erfolgt die Kraftübertragung bei diesen Verbindungen direkt auf das Implantat. Dadurch wird die Schraube nicht mit horizontalen Kräften belastet, was eine erhebliche Verringerung der Biegebelastungen zum Ergebnis hat^{55,56}.

Zipprich et al. und Hopp et al. machten auf die hochpräzise Passung der korrespondierenden Flächen am Implantat (Innenkonus) und am Abutment (Außenkonus) aufmerksam. Wird der Implantatkörper mit dem Verbindungskonus gefügt und axial durch das Anziehen der Verbindungsschraube belastet, presst sich der Verbindungskonus selbstzentrierend und formschlüssig in das Implantat hinein. Durch diese zusammengepressten Flächen in Einschubrichtung der Implantatachse wird ebenso der Mechanismus der Selbsthemmung erreicht. Das Phänomen der Selbsthemmung kann durch die im Submikrometerbereich liegende elastische Ausdehnung von Titan erklärt werden. Selbst bei einem Lösen der Verbindungsschraube verhindert die durch die Rückstellkraft erzeugte Haftreibung eine Relativbewegung der Komponenten¹¹. Diese exakte Passung

führt zu einem Form- und Kraftschluss an der IAV^{11,52}. Auch ohne Rotationssperre (z.B. Indexierung) kann also bei einer konischen Verbindung ein ausreichend hoher Rotationsschutz erreicht werden. Eine Indexierung erfüllt bei einer konischen Implantat-Abutment-Verbindung im Wesentlichen nur eine zweite Funktion, nämlich die Position des Implantates im Patientenmund auf ein Meistermodell ohne weiteren Indexschlüssel übertragen zu können¹¹.

2.3.2 Nicht-konische Implantat-Abutment-Verbindungen

Ein weiteres Design sind die sogenannten Stoßverbindungen, welche eine Verbindung ohne Selbsthemmung darstellen. Hierbei werden die prothetische Plattform des Implantates sowie der Boden des Abutments lediglich durch das Anziehen der Verbindungsschraube zusammengepresst. Eine Überlappung zwischen Implantat und Abutment erfolgt zentral in der Implantatachse. Hier kann eine weitere Differenzierung zwischen internem und externem Fügetyp unterschieden werden. Jedoch ist eine Selbsthemmung gegenüber Relativbewegungen nicht möglich¹¹.

2.4 Allgemeine Faktoren für Knochenabbau

Der menschliche Knochen besteht aus einer festen Außenschicht (Kortikalis) und einer inneren, dreidimensional komplexen Struktur aus Knochenbälkchen, der Spongiosa bzw. des trabekulären Knochens. Die Kortikalis weist mit einer 5-30-prozentigen Porosität eine bis zu 10mal höhere Dichte auf als die Spongiosa. Alle physiologischen Veränderungen werden durch Umbauprozesse ermöglicht, bei denen Knochen an- oder abgebaut werden kann. Diese erfolgen immer an den inneren Oberflächen des Knochens⁵⁷. Der Abbau periimplantärer Hartgewebsstrukturen kann aus unterschiedlichen Gesichtspunkten betrachtet werden. So sind neben ästhetischen Gesichtspunkten im Bereich der Grenze Mukosa-Implantatschulter vor allem die funktionellen Einflüsse und Veränderungen auf ein stabiles Knochen-Implantat-Lager zu betrachten. Da enossale Implantate den unterschiedlichen Einflüssen entgegenstehen und bestehen müssen, muss auch der Grund für Knochenabbau differenziert betrachtet werden⁵⁷.

2.4.1 Knochenabbau während und nach Insertion des Implantates

Die chirurgische Vorgehensweise bei der Setzung von Implantaten scheint einen Einfluss auf den Knochenabbau zu haben. So wurde ein deutlicher Vorteil zur Vermeidung von Knochenabbau bei einem minimal-invasiven Zugang gegenüber früher häufiger angewendeter ausgedehnter mukoperiostaler Präparation bestätigt⁵⁸⁻⁶⁰. Lindquist untersuchte 1988 den Knochenabbau um dentale Implantate, welcher initial aber nicht pathologisch auftritt⁶¹. So weisen Implantate, welche sich über mehrere Jahre osseointegriert im Kiefer befinden, in aller Regel einen geringfügigen, progredienten Knochenabbau auf. Dieser Abbau beträgt im ersten Jahr nach der Versorgung des Implantates ungefähr 0,5mm. Jedes weitere Jahr baut sich der Knochen um etwa 0,06mm bis 0,8mm im Mittel ab. Lindquist stellte auch klar, dass dieser „physiologische“ Abbau nicht mit einer Vertiefung der Zahnfleischtasche verbunden ist. Er findet vollkommen entzündungsfrei statt und ist somit klinisch nicht von Bedeutung, was auch Carlsson in seiner Studie von 2000 bestätigte^{61,62}. Es konnte gezeigt werden, dass auch die Implantatkörpergeometrie Einfluss auf den initialen Knochenabbau haben kann. So scheint die Länge des maschinieren Implantatanteils darauf Einfluss zu haben. Hermann et. al. fanden in ihrer Untersuchung aus dem Jahr 2000 heraus, dass je länger eine maschinierete Implantatschulter ist, desto ausgeprägter zeigt sich der initiale physiologische Knochenabbau. Diese Studie bestätigte eine Studie von Jung et. al. aus dem Jahre 1996. In den letzten Jahren wurde versucht, durch angepasste Implantatgeometrie, diesen initialen Knochenabbau zu verringern oder zu vermeiden. Ein Konstruktionsmerkmal ist das sogenannte „platform-switching“. Hierbei findet sich ein durchmesserreduziertes Abutment in Relation zum Implantatkörper. Dadurch soll der Abstand zwischen dem Entzündungszellinfiltrat am Abutment und dem krestalen Alveolarknochen vergrößert werden und dadurch Resorption vermieden werden⁶³. In einer tierexperimentellen Studie zeigten Becker et. al. 2007, dass dadurch beim Hundemodell eine leichte Reduktion des periimplantären Knochenabbaus erreicht werden konnte⁶⁴. In biomechanischen Analysen wurde gezeigt, dass durch die Konstruktion des „platform-switching“ der translatorische Stress im Übergangsbereich zwischen Knochen und Implantat verringert wird^{65,66}.

Zahnärztlich beeinflusster Knochenabbau kann durch verschiedene Parameter hervorgerufen werden. So ist nicht nur eine zu invasive Operationstechnik Auslöser von Knochenabbau, sondern auch ein falscher oder nicht adäquater Umgang mit Instrumenten und Materialien. Ein vom Zahnarzt verursachter pathologischer Knochenabbau kann durch einen zu hohen Druck auf den Knochen oder das Implantat während der Insertion hervorgerufen werden. Die pathologischen Folgen einer zu hohen Druckbelastung werden im Kapitel 2.4.3 genauer betrachtet. Gleichzeitig muss bei zu viel Druck auch immer die dabei entstehende Hitze im Implantationsgebiet betrachtet werden. Von den meisten Implantatherstellern wird eine relativ geringe Umdrehungszahl (ca. 2000Upm) zur Präparation des Implantatlagere empfohlen. Auch ist die zusätzliche Kühlung mit Kochsalzlösung während der Präparation dafür verantwortlich, dass während des Bohrvorgangs ein Temperaturanstieg verhindert werden kann, wie Watanabe et. al. herausfanden^{67,68}. Die Gruppe um Watanabe bestätigte damit Untersuchungen von Eriksson et al. und Adell et al⁶⁹. Es konnte eindeutig belegt werden, dass eine erhöhte Temperatur im Knochen bleibenden Schaden hervorrufen kann. Die Temperaturerhöhung erfolgt beim Bohren durch den physikalischen Prozess der Bohrreibung. Es wird also mechanische Energie in Wärme umgewandelt. Wird diese Wärme nicht mit den Bohrspänen abgeführt und übersteigt eine physiologische Temperaturgrenze, kann es den Knochen langfristig schädigen, wie Lundskog belegte⁷⁰. Er zeigte, dass eine Hitzenekrose von Temperatur und Einwirkzeit abhängig ist. So kommt es bei einer Temperaturerhöhung über 60° Celsius zu bleibenden Schäden⁷⁰. Andere spätere Studien setzen die kritische Grenze sogar auf 56°C herab⁷¹. Grund für die Schädigung ist die Denaturierung der alkalischen Phosphatase, welche eine wesentliche Funktion beim Knochenaufbau hat. Wieder andere Studien verringern die kritische Temperaturgrenze um ein weiteres, sodass Bonfield et al. davon ausgehen, dass bereits bei einer Erhitzung über 50°C eine Strukturveränderung im Kollagen hervorgerufen und somit die Bindung zwischen Kollagen und Hydroxylapatit geschwächt wird⁷². Dies wiederum führt zur Schädigung im Implantationsgebiet. Eriksson et al. konnten mit ihrer vitalmikroskopischen Untersuchung bereits eine Verschlechterung der Knochenregeneration bei einer Überschreitung der physiologischen Temperaturgrenze von 47°C beweisen⁷³⁻⁷⁵. Es zeigt sich also, dass es

unterschiedliche Auffassungen der kritischen Temperaturbereiche gibt. Unbestritten ist jedoch, dass eine zu hohe Temperatur durch zu viel Druck oder zu geringe Kühlung zu Schädigungen im Knochen führen und Implantatverluste oder zumindest pathologischen Knochenabbau hervorrufen kann.

Als letzter Punkt soll hier die zementassoziierte Periimplantitis mit einhergehendem Knochenverlust als Ursache zahnärztlicher Behandlungsfehler betrachtet werden. Korsch et al. zeigten in einer Studie von 2013, dass überschüssiger Zement Ursache für die Ausbildung einer Periimplantitis sein kann⁷⁶. Die Autoren fanden in Ihrer Studie heraus, dass bei 59,5% der Implantate belassene Zementüberschüsse gefunden werden konnten. Wurden Zementüberschüsse festgestellt, ergab sich daraus in 80% der Implantate ein Bluten auf Sondieren und in 21,3% der Implantate eine Suppuration. Ein periimplantärer Attachmentverlust wurde in 60% der Fälle festgestellt^{76,77}.

2.4.2 Knochenabbau in Verbindung mit allgemeinmedizinischen Risikofaktoren/Risikogruppen

Allgemeinanamnestisch können bestimmte Risikofaktoren schon im Vorfeld auf ein möglicherweise zu erwartendes, erhöhtes Risiko für Knochenabbau hindeuten.

So ist heutzutage belegt, dass regelmäßiger Nikotinabusus nicht nur Parodontitis beschleunigt oder verstärkt, sondern auch im Zusammenhang mit verstärktem Knochenabbau bei enossalen Implantaten steht^{27,62,78,79}.

Dogan et al. fanden heraus, dass Typ2 Diabetes zwar einen Einfluss auf die Einheilung von Implantaten haben kann, allerdings nicht, wenn der Diabetespatient gut eingestellt ist⁸⁰. Dogan bestätigte damit eine ähnliche Arbeit, welche im Jahr 2009 von Javed et al. vorgestellt wurde⁸¹.

Entgegen der allgemeinen Annahme scheint das Patientenalter im Generellen keine negativen Einflüsse auf den Knochenabbau rund um ein enossales Implantat zu haben⁸²⁻⁸⁴.

2.4.3 Mechanische Überlastung als Grund für Knochenabbau

Dieses Kapitel stellt zusammenfassend die zellulären Komponenten bei Knochenumbauvorgängen dar.

Um die mechanisch induzierten Abbau- und Umbauvorgänge aufgrund von Überbelastung zu verstehen, muss die zelluläre Ebene im menschlichen Knochen betrachtet werden. Es gibt zwei wesentliche Zellgruppen, welche für Auf- und Abbauvorgänge im Knochen verantwortlich sind, genauer die Osteoblasten und Osteoklasten.

Osteoblasten sind Vorläuferzellen der Osteozyten, welche im Periost und Endost lokalisiert sind. Sie haben die Aufgabe, sich am Knochen hautförmig anzulagern und neues Osteoid folglich neue Knochenmatrix abzusondern. Dadurch mauern sich diese Zellen selbst ein und verändern sich zu einer Fraktion teilungsunfähiger Osteozyten⁸⁵.

Osteoklasten stellen die andere dominierende Zellpopulation dar. Diese sind mehrkernige Riesenzellen und zählen zum mononucleär-phagozytären System. Sie haben ihren Ursprung im Rückenmark und differenzieren sich aus hämatopoetischen Stammzellen. Ihre Aufgabe liegt im Abbau und somit der Resorption von Knochensubstanz. Die Aktivität der Osteoklasten wird vom Parathormon und Calcitonin gesteuert. Während das Parathormon die Osteoklasten, neben Calciumfreisetzung, aktiviert; inaktiviert Calcitonin die Osteoklasten und lagert Calcium ein. Somit kann dem Knochen zusätzlich eine Rolle als Puffer zur Regulierung des Calciumspeichers zugeschrieben werden⁸⁶.

Eine okklusale Überbelastung nach der prothetischen Versorgung des Implantates ist ein substanzieller Einflussfaktor auf den periimplantären Knochenabbau. Brunski fand heraus, dass eine Überbelastung des Knochens zu Spannungen und Verzerrungen und infolge dessen zu Knochenabbau führen kann⁸⁷. Eine übermäßige mechanische Spannung führt im Knochen zu irreversiblen Schäden in Form von Mikrorissen und plastischer Verformung mit der häufigen Folge des Knochenabbaus⁸⁸.

Der menschliche Knochen kann als selbstoptimierende Struktur angesehen werden, der mit seinen internen Sensoren die Aktivierung von Knochenzellen anregt und daher An- oder Abbau steuert. Somit besteht ein wichtiger Zusammenhang zwischen Knochenstruktur und Knochenbelastung⁵⁷. Aktuelle Studien beschäftigen sich noch immer mit den genauen Mechanismen der Aktivierung von Osteoklasten und Osteoblasten. Schon vor zehn Jahren war dies

Bestandteil einer Studie von Rolf et al⁸⁹. Es konnte gezeigt werden, dass die durch Deformation entstehenden Mikrorisse zu einer Knochenresorption führen können⁹⁰. Hier werden Zellen aktiviert. Die Aktivierung wird hervorgerufen durch Spannungen und Verzerrungen, die durch diese Belastung entstehen⁹¹⁻⁹³. Folglich besitzt der Knochen die Fähigkeit, auf eine mechanische Belastung mit Veränderungen seiner Struktur zu reagieren, solange die Belastungen im physiologischen Rahmen liegen⁹⁴. Die Adaptationsfähigkeit hängt dabei entscheidend von der Zell- und Gewebedeformation in der Mikroumgebung der Belastungsstelle ab. Frost fand 1988 heraus, dass geringe Verzerrungen von 0 bis 300 μ Strain eine katabole, also enzymatische Knochenreaktion hervorrufen. Physiologische Belastungen von 300 bis 3500 μ Strain führen zu einem Knochenum- und -anbau. Hyperphysiologische Belastungen über 3500 μ Strain hinaus jedoch führen zu fibrösen Umbauprozessen⁹⁵. Exzessive Kraftausübung auf den Knochen kann zu steriler, unterminierender Resorption führen. Die Oberfläche des Objektes, welches zu viel Druck auf den Knochen ausübt, ist histologisch betrachtet durch bindegewebige Einheilung charakterisiert, wohingegen ein Implantat mit physiologischer Belastung in direktem Knochenkontakt steht^{96,97}.

Umbauprozesse und Adaptationsprozesse setzen immer eine ausreichende Durchblutung im Knochen voraus. Krestaler Knochen ist die am wenigsten vaskularisierte Region und weist die geringste Resistenz in Bezug auf Knochenverlust auf^{69,98}. Misch zeigte zudem, dass die krestale Knochenregion die am meisten gefährdete Region für Knochenverlust bei zu hohen Insertionsmomenten ist⁹⁹. Experimentell konnte gemessen werden, dass sich in der kortikalen Knochenregion gehäuft die größten Belastungsspitzen zeigen⁹⁷. Durch eine zu hohe Kompression des Knochens kommt es zu einer sogenannten Drucknekrose. Ursächlich hierfür kann ein zu hohes Insertionsmoment sein. Haider war einer der ersten, der diese Drucknekrose beschrieb. Seine Untersuchung zeigt dass die dadurch hervorgerufene Kompression des Knochens über seine physiologischen Grenzen hinaus zu Ischämie und anschließender Nekrose oder Sequesterbildung führt¹⁰⁰. Dies kann in Folge zu Implantatverlust führen. Eine andere Studie beschreibt, dass eine Nekrose auch resultierend aus einer Überhitzung des Knochens (Hitzenekrose) und durch

Abspregung von Knochensplintern aufgrund von zu hohem Drehmoment hervorgerufen werden kann¹⁰¹.

2.4.4 Bakterielle Undichtigkeit als Grund für Knochenabbau

Unter dem Aspekt des Knochenabbaus aufgrund von bakterieller Besiedlung muss immer das Krankheitsbild der Periimplantitis aufgeführt werden. Dieses bezeichnet im Allgemeinen den entzündungsbedingten Verlust von knöchernem Stützgewebe bei Implantaten, welche in Funktion stehen¹⁰². Die Zellen, die an diesem Entzündungsprozess beteiligt sind, gleichen denen bei einer parodontalen Pathogenese¹⁰³⁻¹⁰⁷. Ein wesentlicher Unterschied ist jedoch das teilweise vollständige Ausbleiben des parodontalpathogenen Leitkeims *A. Actinomycetemcomitans*^{108,109}. So können zusammenfassend die beteiligten Mikroorganismen in Komplexen angeordnet werden¹¹⁰. Wichtige vorherrschende Mikroorganismen sind unter anderem *P. gingivalis*, *P. intermedia*, *Fusobacterium* spp. und *C. rectus*¹⁰⁹.

Neben unzureichender Mundhygiene als Risikofaktor für Periimplantitis¹¹¹ gibt es auch konstruktionsbedingt gefährdete Bereiche für bakterielle Besiedlung an Implantaten und damit verbundenem Knochenabbau. Kano et. al untersuchten 2007 das Einheilungsverhalten und die Passgenauigkeit gegossener und maschinierter Abutments. Sie kamen jedoch zu dem Schluss, dass keine der beiden Herstellungsverfahren signifikante Vorteile bietet¹¹². Scarano et. al stellten allerdings einen Vorteil von zementierten Aufbauten gegenüber den Implantantsystemen, welche verschraubt werden, heraus¹¹³. Am Beispiel des Brånemark-Systems untersuchte eine Forschungsgruppe um Todescan et al. den Zusammenhang von Knochenabbau und Lage der IAV im Knochen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Knochenabbau sich umso mehr reduziert, je tiefer die IAV im Knochen positioniert ist. Sie ziehen den Schluss, dass dies mit dem verbreiterten, anhaftenden und somit abdichtenden Epithel rund um das Implantat zusammenhängt¹¹⁴. Andere Studien wiederum heben jedoch den Vorteil einer IAV in suprakrestaler Lage hervor^{115,116}. Nicht nur bezüglich der Lage der Implantat-Abutment-Verbindung, sondern auch in Bezug auf deren Konstruktionsweise (konische Verbindungen und Stoßverbindungen) wurden Untersuchungen über die Wirkung auf den Knochenabbau vorgenommen. So findet sich bei Stoßverbindungen eher ein horizontaler und breiter

Knochenabbau. Bei konischen Verbindungen hingegen fällt der Knochenabbau nicht nur geringer aus und nicht horizontal, sondern ist eher als vertikaler Abbau zu beobachten¹¹⁷. Andere Studien untersuchten die Passgenauigkeiten bei internen und externen Stoßverbindungen. Zusammenfassend konnte aber keine der jeweiligen Ankopplungen einen nennenswerten Vorteil gegenüber der jeweils anderen vorweisen¹¹⁸.

2.5 Mikrobewegungen und Mikrospalt

Bei zweiteiligen Implantatsystemen kann eine periimplantäre Knochenresorption am Übergang Implantat/Abutment beobachtet werden; diese tritt entweder nach Abutmentmontage oder in der frühen Belastungsphase auf^{24,119-122}. Um dieses Phänomen zu erklären und zu untersuchen, wurde der Begriff des Mikrospaltes geprägt, welcher an der Verbindungsstelle zwischen Implantat und Abutment verortet wird.

Zur Untersuchung und genauen Lokalisation des Mikrospaltes nutzte Jansen ein Elektronenmikroskop. Er untersuchte die Passungspräzision von Implantaten und deren Aufbauten beziehungsweise die der Prothetikpfosten. Seine Untersuchungen zeigten, dass durchaus ein Mikrospalt zu lokalisieren war, dieser jedoch nicht größer als 10 Mikrometer war¹²³.

Zipprich et al. haben ebenfalls In-Vitro-Untersuchungen zum Mikrospalt durchgeführt. Die Autoren untersuchten acht Implantatsysteme mit unterschiedlichem Implantat-Abutment-Design. Getestet wurde ihr Verhalten gegenüber einer dynamischen Lasteinleitung. Zipprich beobachtete Mikrospalten, die sich im Größenbereich von 0-60 Mikrometern bewegten¹¹. Es konnte ein Zusammenhang zwischen der Konstruktion der Implantat-Abutment-Verbindung und der Größe des Mikrospaltes hergestellt werden. Während alle IAV ohne Selbsthemmung Mikrospalten und -bewegungen aufwiesen, zeigten Systeme mit internen Konusverbindungen in dieser Studie keinen Mikrospalt und keine Mikrobewegungen¹²⁴. Unabhängig vom Hersteller konnte dieses Ergebnis festgehalten werden. Tabelle 1 fasst die von Zipprich et al. ermittelten Mikrospalten zusammen:

Implantat-system	Plattform-Durchmesser	Verbindungs-Typ	Indizierung	An-zugs-Mo-ment	Mikro-gap bei 50 N	Mikro-gap bei 100 N	Mikro-gap bei 150 N	Mikro-gap bei 200 N
SIC	4,2mm	Flach-zu-flach mit horizontaler Implantat-schulter	Sechskant	20 Ncm	-	0,1 µm-0,4 µm	12 µm-16 µm	28 µm-32µm
Replace Select	4,3mm	flach-zu-flach mit horizontaler Implantat-schulter	3 Positionsmöglichkeiten	35 Ncm	-	0,1 µm-0,4 µm	8 µm-12 µm	12 µm-16 µm
Camlog	4,3mm	Flach-zu-flach mit horizontaler Implantat-schulter	2 Positionsmöglichkeiten	20 Ncm	0,1 µm-0,4 µm	12 µm-16 µm	16 µm-20 µm	32 µm-36 µm
Xive	4,5mm	flach-zu-flach mit horizontaler Implantat-schulter	Sechskant	24 Ncm	-	4 µm-8 µm	12 µm-16 µm	16 µm-20 µm
Straumann synOkta und Fräszylinder	4,1mm	Konische Verbindung+ flach-zu-flach mit konisch nach außen geneigter Implantat-schulter	Achtkant	35 Ncm / 15 Ncm	-	0,1 µm-0,4 µm / 36 µm-40 µm	12 µm-16 µm / +20 µm	20 µm-24 µm / + 4µm

Tabelle 1: Mikrospalten unter Krafteinwirkung bei 50N, 100N, 150N, 200N Zipprich et al.¹¹

Komplikationen, welche vom Vorhandensein eines Mikrospaltes ausgehen, werden in der Literatur in mechanische und mikrobiologische Komplikationen unterteilt¹¹³. Zu einer mechanischen Komplikation, die beobachtet wurde, muss das technische Versagen der Implantatkomponenten durch auftretende Mikrobewegungen gezählt werden^{11,113}. Diese werden ebenfalls für eine unkontrollierte Belastung des Implantataufbaus und einer damit verbundenen beschleunigten Materialermüdung verantwortlich gemacht¹¹. Untersuchungen der mikrobiellen Komplikationen zeigten, dass Mikrospalten eine Penetration von Keimen an der IAV und darüber hinaus eine Präsenz von Keimen im Implantat-Inneren ermöglichten^{123,125-127}.

2.6 Elastische Verformungen des Implantatkörpers

Bei der Implantatbelastung wird zwischen einer statischen und einer dynamischen Belastungsform unterschieden. Bei der statischen Belastung

kommt es zu einer Kraffteinwirkung auf die Implantate und den umliegenden Knochen¹². Sie kann bedingt durch das fehlende parodontale Ligament nicht ausgeglichen werden. Solche Belastungsformen finden sich zum Beispiel bei Verblockungen durch Suprakonstruktionen.

Unter der dynamischen Belastung von Implantaten wird die Kraffteinwirkung, welche durch die Kaufunktion auf ein Einzelzahnimplantat ausgeübt wird, verstanden. Diese wird als elastische Verformung des Implantatkörpers auf den Knochen weitergegeben^{12,128}. Durch die Elastizität des Knochens kommt es zu einer geringen Deflexion, welche jedoch nicht äquivalent zu der des Ligamentum parodontale ist. Die auftretenden Belastungen werden nicht gleichmäßig verteilt. Finite-Elemente-Analysen zeigen, dass der krestale Bereich des Alveolarfortsatzes dabei am stärksten belastet wird^{129,130}. Auch photometrische Messungen bestätigen diese Annahme¹³. Der Ort der größten Belastung hängt dabei entscheidend von der Stellung der Implantate ab bzw. dem Aufttrittswinkel des Kraftvektors. Erfolgt die Belastung entlang der Implantatachse, werden die Bereiche apikal am Implantat am stärksten belastet. Bei anguliert stehenden Implantaten wiederum wird überwiegend der krestale Knochen belastet. Somit hängen das Ausmaß und der Ort der Belastung vom Einfallswinkel der Kraftvektoren ab. Bei Patienten, welche stark bruxieren, treten vermehrt transversale Kräfte auf, welche direkt auf den krestalen Knochen übertragen werden^{13,129,130}.

2.7 Kaukräfte

Schon im 17. Jahrhundert dokumentierten Aufzeichnungen Nachforschungen über die Messung der menschlichen Kaukräfte. Nicht nur die Kenntnis der Höhe und der zeitlichen Dauer der Zahnbelastung ist von großer Relevanz¹³¹⁻¹³³ auf dem Gebiet der Zahnerhaltung¹³⁴, sondern auch für die Planung von prothetischen Versorgungen¹³⁵.

Physikalisch betrachtet ist die resultierende Kraft das Produkt aus Masse und Beschleunigung (2. Newtonsches Axiom). Daraus ergibt sich die physikalische Bedeutung der Kraft:

1kg überträgt in Ruhelage basierend aus der Gravitationsbeschleunigung 9,81 N¹³⁶.

Während einige Autoren wie Schumacher et al. die Kaukraft als die gesamte, von den Kaumuskeln entwickelte Kraft bezeichneten und ihre Messungen auf der Analyse von Tierversuchen resultieren¹³⁷, formulierten Uhlig et al., dass es sich um eine Energieäußerung handelt, die durch Größe und Richtung definiert werden kann¹³⁸. Außerdem wurde in der von Ihnen veröffentlichten Studie zwischen absoluter und relativer Kraft unterschieden. Schumacher et al. hingegen betrachteten nur die absolute Kraft, welche laut ihrer Studie etwa 100kg pro Seite ermöglichte. Unterschieden wurde hier zwischen Männern und Frauen¹³⁷. Körber et al. untersuchten alle ermittelten Kaukraftwerte. Sie dokumentieren eine maximale Kraft von 298,9 N¹³⁹.

Eine noch differenziertere Unterteilung unternahm die Gruppe um Wustrow et al. Im Jahr 1923 wurde die Kaukraft in eine theoretisch mögliche, eine praktisch mögliche, welche geringer ist und die physiologisch notwendige Kraft unterteilt¹³⁵. Tabelle 2 fasst die in der Literatur beschriebenen Kaukräfte unter Angabe der Untersuchung zusammen.

Autoren	Jahr	Art der Untersuchung	Max. gemessene Kaukräfte (N)
Akca et al. ¹⁴⁰	2006	Zahn-/Implantat getragene Prothesen	351
Falk et al. ¹⁴¹	1990	implantatgetragene Prothesen	335
Fernandes et al. ¹⁴²	2003	nur Molarenbereich	250
Floystrand et al. ¹⁴³	1982	Vollbezahnte Patienten	>600
Fontijn-Tekamp et al. ¹⁴⁴	2000	unilaterale Messung	292-398
Fontijn-Tekamp et al. ¹⁴⁵	1998	Prothesenträger	<350
Gibbs et al. ¹⁴⁶	2002	teilbezahnte Patienten bei Zusammenpressen	258
Haraldson et al. ¹⁴⁷	1977	implantatgetragener ZE seit 7 Jahren	144
Haraldson et al. ¹⁴⁸	1979	Brücke auf Implantat bei weiblichen Patienten	93,2- 235,4
Jorneus et al. ¹⁴⁹	1992	Patienten mit Einzelkronen auf Implantaten	140-390
Laurell et al. ¹⁵⁰	1985	implantatgetragene Brücken	264-320
Lundgren et al. ¹⁵¹	1987	verschiedene Nahrungsmittel (Nüsse und Fleisch)	169-249

Mericske-Stern et al. ¹⁵²	1992	Kauen von Brot auf Implantatgetragene Prothesen (Sensor in Prothese eingearbeitet; 3D-Messung)	260
Mericske-Stern et al. ¹⁵³	2000	Zubiss und Kauen von Äpfeln und Brot bei implantatgetragene Prothesen (3D- Messung)	450-685 (Zubiss) 140 (Kauen transversal) 28 (Kauen sagittal)
Morneburg et al. ¹⁵⁴	2002	implantatgetragene Brücken	220
Morneburg et al. ¹⁵⁵	2003	Kauen von Brot und Gummibärchen bei implantatgetragenen Brücken	264-284 (Gummibärchen) 100-110 (Brot)
Pistner et al. ¹⁵⁶	1998	nur Molarenbereich	410
Richter et al. ¹⁵⁷	1995	vertikale Kräfte auf Implantaten während des Kauvorgangs	120-150

Tabelle 2: ermittelte maximale Kaukräfte verschiedener Untersuchungen¹⁵⁸

2.8 Extraaxiale Kräfte

Hohe extraaxiale Kräfte treten primär bei Patienten mit ausgeprägten Parafunktionen wie Knirschen oder Pressen auf, im geringen Maße aber bei jedem Kauvorgang. Schon vor vielen Jahren wurde vermutet, dass parafunktionelle Belastungen eine Hauptursache für den Knochenabbau in der Belastungsphase von Implantaten sein können¹⁵⁹. Heutzutage hingegen gelten bakterielle Besiedlung und Inflammation als Primärursache¹⁶⁰. So fanden Forscher um die Gruppe von Kozlovsky im Tierversuch heraus, dass es nur zu starkem krestalen Knochenabbau kommt, wenn Überbelastungen durch Parafunktionen in Verbindung mit periimplantären Prozessen stehen¹⁶¹. Im entzündungsfreien Gewebe werden hingegen nur minimale Abbauprozesse beobachtet^{159,162}. Extraaxiale Kräfte können indes nicht nur zu Knochenabbau führen, sondern sind in erster Linie auch Ursache für Abutmentlockerung, Frakturen der Suprakonstruktion oder sogar des Implantatkörpers sein. Auch Brüche der Abutmentschraube müssen als Komplikation von Fehlbelastungen durch zu hohe extraaxiale Kräfte gesehen werden¹⁵⁹. Um diese Komplikationen zu vermeiden, sollten bei bekannter Parafunktion Störkontakte in der dynamischen Okklusion vermieden und eine Front-Eckzahn-Führung realisiert

werden. Bei kurzen Implantaten kann durch eine Verblockung die funktionelle Gesamtoberfläche erhöht werden, über welche die okklusalen Kräfte in den Knochen weitergeleitet werden^{11,163}. Die Verblockung von Implantattypen mit nicht-konischer IAV und natürlichen Zähnen ist laut einigen Studien nicht zu empfehlen. Die Belastung auf das Implantat wird hierbei erhöht, da ein natürlicher Zahn eine physiologische Eigenbeweglichkeit aufweist¹⁶⁴.

2.9 Kausimulatoren

Voraussetzung für eine Evaluation von zahnärztlichen Materialien oder Restaurationstechniken in vitro ist eine möglichst genaue Simulation der Belastungen, welche in der Mundhöhle auftreten. In der Literatur findet sich eine Unterteilung der notwendigen Bedingungen für die Simulation des oralen Milieus in folgende Bereiche¹⁶⁵:

- Einstellen des Feuchtigkeitszustandes, der Temperatur und des Belüftungszustandes
- Simulation der Mundflüssigkeit (Speichel)

Der Kauakt ist ein dreidimensionaler Prozess mit variierendem Kraft-Zeit-Verlauf. Meist können Kausimulatoren diesen Prozess jedoch nur ein-oder zweidimensional, also in vereinfachter Form darstellen. Zipprich et al. versuchten daraufhin einige wesentliche Aspekte in Bezug auf den anatomischen Kauakt zu konkretisieren und dem Frankfurter Kausimulator hinzuzufügen¹⁶⁶. Die Krafteinleitung erfolgt hier stoßfrei. Konstruktionsbedingt haben Kausimulatoren, die ihre Kraft und kinetische Energie durch die Beschleunigung von Gewichten generieren, den Nachteil, dass sie auf den Prüfkörper einen Impuls ausüben. Hieraus erfolgt wiederum eine Impulsänderung, welche ihrerseits wieder eine Kraft zur Folge hat.

Die Kaukraft wird in Aktoren erzeugt¹⁶⁷. Um die benötigte Kaukraft zu simulieren, stehen unterschiedliche Lösungen zur Verfügung. Die nachfolgende Tabelle 3 soll einen Überblick über die in der Literatur beschriebenen Kausimulatoren und deren Kraftfaktoren liefern.

Kausimulator	Aktorenprinzip	Vorteile	Nachteile
Alabama	Kraftfeder	günstiger Anschaffungspreis Kräfte gut dosierbar	Kraft ist abhängig vom Ermüdungsverhalten des Materials
CoCom, OHSU	elektromagnetisch	< 1000N	Kraft ist abhängig vom Abstand auf dem Prüfkörper
Frankfurter Kausimulator	elektrodynamisch	< 1000N Angulation einstellbar Kraft ist unabhängig vom Abstand der Prüfkörper reproduzierbares Kraftmaximum (Toleranz unter 5%) variabel einstellbarer Kraft-Zeit-Verlauf	
MTS	hydraulisch	Angulation einstellbar	Hoher Anschaffungspreis
Regensburger Kausimulator	pneumatisch		Angulation nicht einstellbar Eingeschränkte Langlebigkeit
Willytec BIOMAT ACTA	Belastung durch Gewichte	Einfache Anwendung bei statischer Belastung	Kraft ist abhängig von der Geschwindigkeit kein reproduzierbares Kraftmaximum (Toleranz 20-80%) rein reproduzierbarer, dem physiologischen Kauen naher Kraft-Zeit-Verlauf ungeeignet zur Untersuchung reproduzierbarer Materialermüdung

Tabelle 3: Kausimulatoren mit dazugehörigen Aktionsprinzipien (Heintze et al. 2006¹⁶⁷, ergänzt durch Zipprich et al.¹⁶⁶).

3 Problemstellung

Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, kann es unterschiedliche Ursachen für Knochenrückgang in Zusammenhang mit dentalen Implantaten geben. Gründe hierfür können Spaltbildung^{11,124}, zu große Belastung des Knochens nach prothetischer Versorgung^{85,87,168}, Drucknekrosen¹⁰⁰ oder Hitzenekrosen bedingt durch zu hohe Insertionsmomente⁹⁹ sein. Als Grundlage dienten die Arbeiten von Frost, Meikle und Bashutski, welche sich mit den physiologischen und pathologischen Grenzwerten bei Knochenbelastung beschäftigten⁹⁵⁻⁹⁷. Ebenso untersuchten Studiengruppen die Auswirkung von Mikrorissen im Knochen, welche durch Deformation hervorgerufen wurden und daraufhin zu Knochenresorption führten⁹⁰.

Ziel dieser Studie ist es zu evaluieren, ob unterschiedliche Implantatsysteme bei extraaxialen Krafteinleitungen unterschiedliche elastische Verformungen aufweisen. Ein möglicher Unterschied in der elastischen Verformung durch extraaxiale Krafteinleitung könnte ein Indiz auf eine Implantatdesign-abhängige Belastung bzw. Überlastung des zervikalen Knochens sein. Es gilt herauszufinden, ob ein Zusammenhang zwischen Implantatdesign (vor allem im Bereich der Implantatschulter) und elastischer Verformung besteht.

Die erste Hypothese ist, dass die elastische Verformung von dem Design des Implantats abhängig ist.

Eine zweite Hypothese bezieht sich auf die elastische Verformung der Implantatkörper in Bezug auf die Einbettiefe, also mit und ohne simulierten Knochenabbau. So ist anzunehmen, dass bei allen unterschiedlichen Implantat-Systemen die elastische Verformung geringer wird, wenn diese krestal eingebettet sind und somit keinen simulierten Knochenabbau aufweisen.

Vergleichbare Studien, welche die elastische Verformung an unterschiedlichen Implantatsystemen messen, konnten in der Literatur nicht gefunden werden.

4 Material und Methode

Dieses Kapitel führt von der Auswahl der Materialien über den Aufbau der Versuchsgruppierung bis hin zum Generieren der Ergebnisse. Zum einen werden alle Materialien detailliert beschrieben werden, zum anderen soll dieses Kapitel durch die Erklärung jedes einzelnen Herstellungsprozesses eine einfache

Reproduzierbarkeit der Prüfkörper gewährleisten und somit als eine Art Bauanleitung dienen. Die Anordnung der Kapitel ist in chronologischer Reihenfolge der Herstellung und des Versuchsablaufs angeordnet.

4.1 Versuchsgruppierung

Um die elastische Verformung von 5 auf dem Markt befindlichen Implantatsystemen mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung mit und ohne simulierten Knochenabbau zu untersuchen, wurden jeweils 5 Implantate der einzelnen Hersteller in diesem Belastungsversuch getestet. Dazu wurde jedem Implantat ein passendes Abutment, welches für den Belastungsversuch vorbereitet wurde, zugeordnet und aufgeschraubt. Die Implantate wurden alle vollkommen identisch in einen Gussharzzyylinder eingebettet und mit jeweils 2 Reflektorträgern mit insgesamt 4 Reflektoren versehen. Die Stäbe sorgen für eine geometrische Verlängerung und so für eine Erhöhung der Messgenauigkeit. Die Reflektoren dienen der Auslenkungsmessung mittels Laserabstandsensoren. Die fünf Implantate der jeweiligen Hersteller wurden nacheinander im „Frankfurter Kausimulator“ belastet und so die elastische Verformung gemessen. Dies erfolgte für jedes einzelne Implantat einmal eingebettet mit simuliertem Knochenabbau von 3mm und einmal ohne simulierten Knochenabbau, was einer kristallinen Implantatinsertion entspricht.

Die vorliegende Versuchsreihe soll die elastische Verformung von Implantaten bei unterschiedlichen Belastungsstufen messen und den möglichen Einfluss der Einbetttiefe beziehungsweise des Knochenabbaus klären. Der Ablauf der Versuchsreihe wird im Folgenden beschrieben.

4.2 Versuchsablauf

Im oben beschriebenen Versuchsaufbau mussten sich die einzelnen Implantate dann 8 Belastungszyklen unterziehen, welche sich pro Stufe kontinuierlich steigerten (25N, 50N, 75N, 100N, 125N, 150N, 175N, 200N). Jedes Implantat wurde folglich 8-mal mit simuliertem Knochenabbau und 8-mal ohne simulierten Knochenabbau belastet. Für jeden einzelnen Implantattyp ergeben sich daraus 40 Einzelmessungen, welche im Folgenden in dot-plot-Diagrammen dargestellt werden.

4.3 Verwendete Implantatsysteme

Die in der Versuchsreihe verwendeten Implantatsysteme sind wie folgt:

1. Dentsply Sirona Ankylos® B
2. Dentsply Sirona Astra 4.0® Osseospeed
3. Dentsply Sirona Astra 5.0® Osseospeed
4. Osstem® GS II
5. ITI Straumann Bone Level®

Details zu den einzelnen Implantatsystemen können der Tabelle 4 entnommen werden:

Implantatsystem	Implantat	Abutment	Ref.- und Lot.-Nummer
Ankylos B®	B 11 D=4,5mm L=11mm	balance-posterior-Pfosten mit verlängertem Konus	REF: 31010030 (I) REF: 31021630 (A) LOT: 29000290
AstraTech TX 4.0®	Fixture MT Osseo Speed D=4mm L=11mm	Profile BiAbutment	
AstraTech TX 5.0®	Fixture MT Osseo Speed D=5mm L=11mm		
Osstem® GS II	GSII Fixture NoMountRBM D=4,5mm L=13mm	FreeForm ST Abutment Hex Standard D=5,5mm GH= 3mm	REF: GS2W4513R (I) REF: GSFA5530 (A) LOT: GF07J036 (I) LOT: GAS07J017
ITI Straumann Bone Level®	Bone Level Implant D= 4,1mm RN SLA 12mm	RC Cementable Abutment D=5mm GH=3mm AH=5,5mm	REF: 021.4112 (I) REF: 022.4327 (A) LOT: L5162 (I) LOT: K2011 (A)

Tabelle 4: Verwendete Implantatsysteme.

4.3.1 Herstellung des Prüfkörpers

Im Weiteren wird die Herstellung des Prüfkörpers beschrieben, welcher sich aus folgenden Bestandteilen zusammensetzt:

1. Implantatkörper
2. Abutment mit Gewinde und Belastungsaufsatz

3. Abutmentschraube
4. Gussharzzylinder
5. 2 Aluminiumrohre
6. 4 Reflektoren

Für die Versuche mussten jeweils ein Prüfkörper mit simuliertem Knochenabbau pro getestetem Implantat und ein Prüfkörper ohne simulierten Knochenabbau hergestellt werden.

4.3.2 Herstellung des Belastungsaufsatzes



Abbildung 2: Kugel mit Innengewinde

Mithilfe einer Drehmaschine vom Typ EMCOTURN 120 der Firma EMCO Maier GmbH, Hallein-Taxach, Österreich wurden zu den Zementierkappen exakt passende Aluminiumkugeln gedreht. Durch das Gewinde mit einem Maß von M5x0,5 mm können sie höhenvariabel auf die Zementierkappen aufgeschraubt werden. In diesem Versuchsaufbau wurden die Kugeln in einem Abstand von 13mm zum Gussharzzylinder in Position gebracht. Das Maß der Kugeln beträgt 8mm im Außendurchmesser. Abbildung 2 zeigt einen Teil des Gewindes und die Außenform der Kugeln.

4.3.3 Herstellung der Zementierkappen

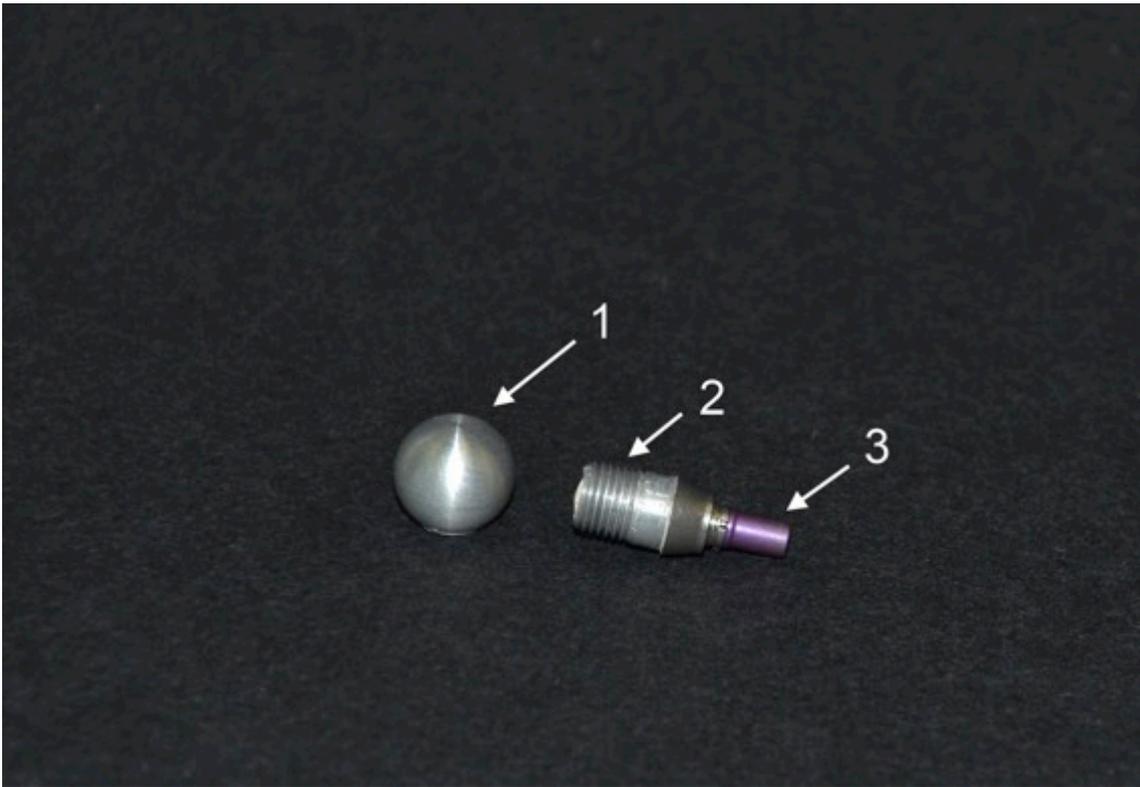


Abbildung 3: Abutment (3) mit zementierter Gewindehülse (2) und nicht aufgeschraubter Belastungskugel (1).

Mit derselben Drehmaschine (EMCOTURN 120, Steuereinheit TRONIC TM02, EMCO Maier GmbH, Hallein-Taxach, Österreich), welche zur Herstellung der Kugeln verwendet worden ist, wurden aus Aluminiumstangen die Gewindehülsen gedreht.

Die Länge der Gewindehülsen beträgt 6mm. Diese haben einen Innendurchmesser von 3,5 mm und sind mit einem zu den Belastungskugeln passenden Gewinde versehen (M5x0,5mm). Abbildung 3 zeigt die im Text beschriebenen Bestandteile.

4.3.4 Herstellung der Einbettform und Implantathalterung

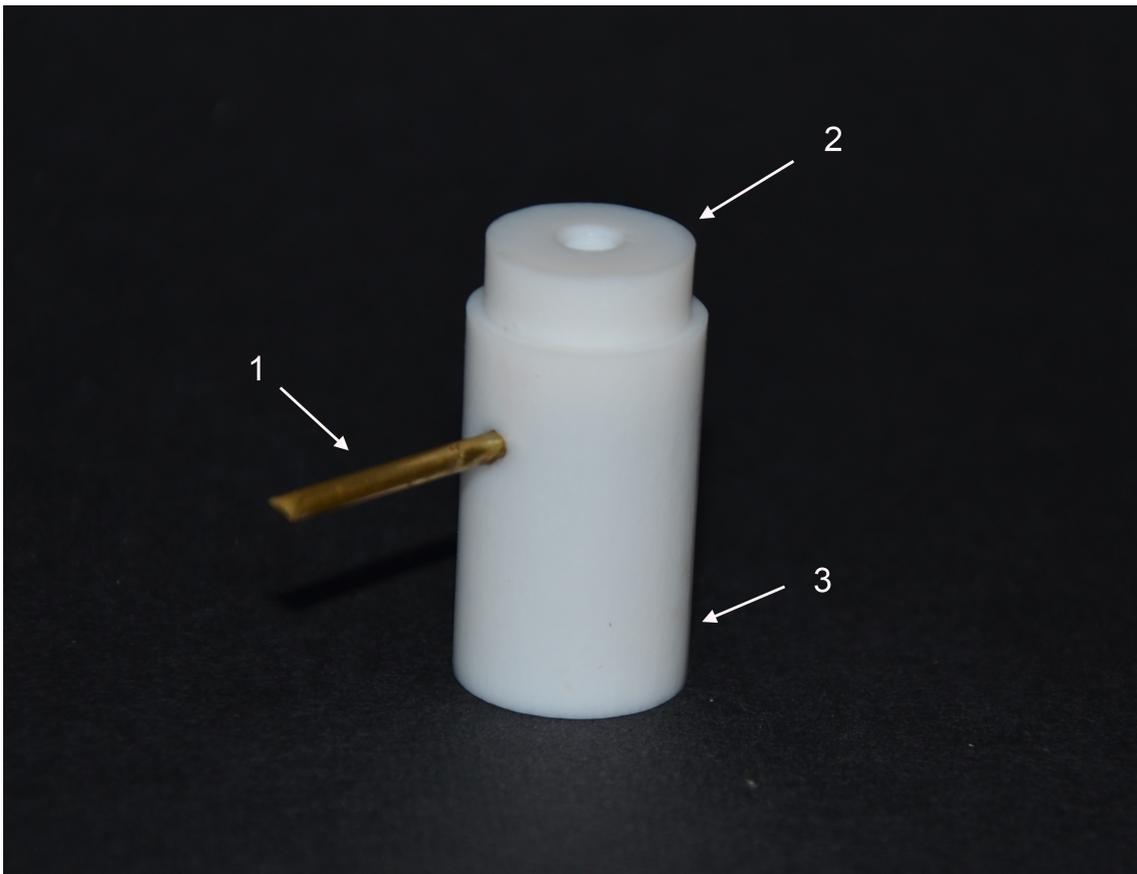


Abbildung 4: Zusammengesteckter Einbettzylinder mit Kupferstab als Platzhalter (1) Implantathalterung (2) ; und Einbettzylinder (Öffnung nach unten)(3).

Abbildung 4 zeigt den komplett montierten Einbettzylinder.

Mithilfe einer CNC-gesteuerten Drehmaschine der Firma EMCO Maier GmbH (EMCOTURN 120, Steuereinheit TRONIC TM02, Hallein-Taxach, Österreich) wurden die Implantathalterungen und die Einbettzylinder aus PTFE (Polytetrafluorethylen) gedreht. PTFE bietet sich hier als perfekt geeignetes Material an, da es eine geringe Haftreibung hat und sich keine Verbindung zwischen Gusschmelze und Einbettform bildet. Dies erleichtert den Ausbettvorgang erheblich und verhindert Spannungen und Risse im Einbettzylinder. Weitere Vorteile sind die sehr gute Beständigkeit gegenüber Alkoholen oder dem hier verwendeten Polyesterharz, sodass die Formen beliebig oft wiederverwendet werden können. Außerdem fallen die Kosten geringer aus als zum Beispiel bei Aluminium.

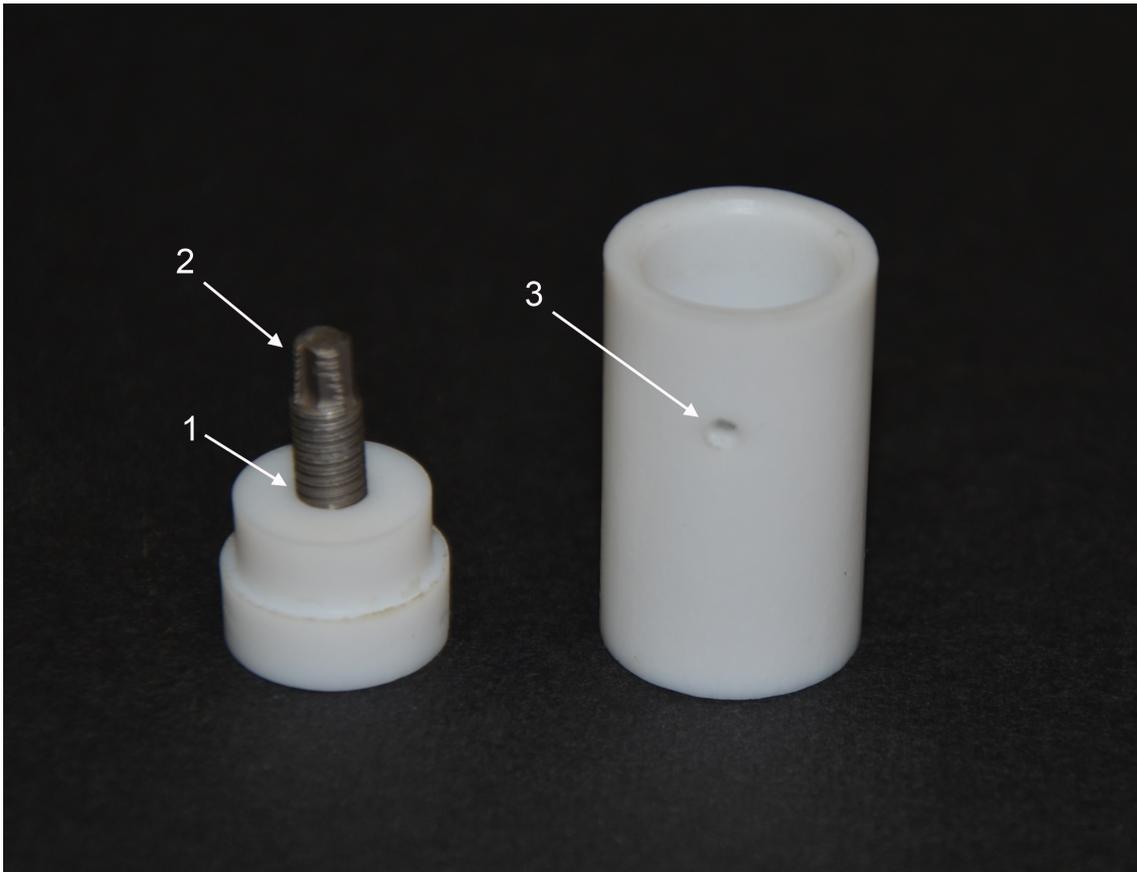


Abbildung 5: Implantat (2) in Implantathalterung (1) und demontierter Zylinder (3).

Der Deckel bzw. die Implantathalterung dient zur Fixierung der unterschiedlichen Implantatsysteme. Durch eine zentrale durchgängige Bohrung wird das Implantat mithilfe der Abutmentschraube fixiert. In Abbildung 5 sind die beiden Bestandteile des Einbettzylinders mit gestecktem Implantat zu erkennen.

Der Einbettzylinder dient zur Aufnahme des Harzes. Die Bohrungen bzw. eine Bohrung bei Knochenabbauimulation dient zur Fixierung von Messingstäben. Diese Stäbe wiederum dienen als Platzhalter zur Erzeugung eines Führungskanals. Durch diesen Kanal werden später die Reflektorträger mit dem Implantat verbunden.

Wie in Abbildung 6 zu sehen ist, unterscheiden sich die Implantathalterungen genauso wie die Zylinder je nach Simulationsart (mit oder ohne Knochenabbau). Jede Implantathalterung jedoch hat eine zentrale Bohrung im Durchmesser von 1,6mm; 1,8mm oder 2mm je nach verwendetem Implantatsystem.

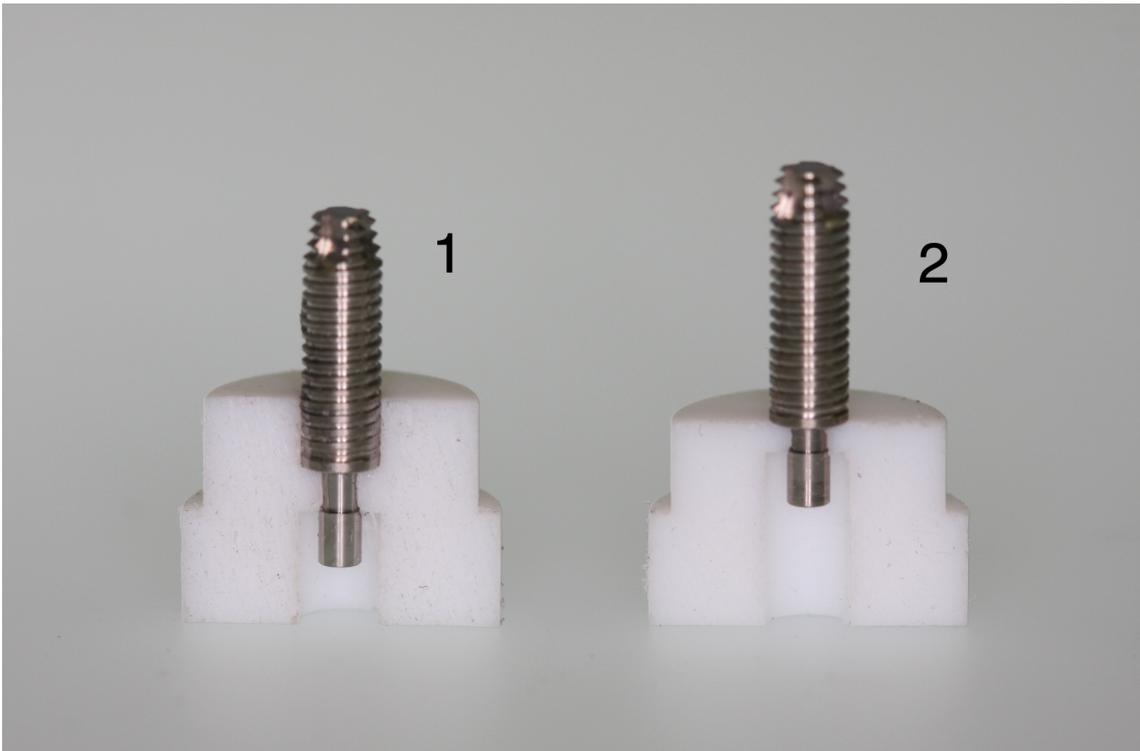


Abbildung 6: Schnittbild durch Implantalthalterungen mit (1) und ohne (2) simuliertem Knochenabbau

4.3.4.1 mit und ohne Knochenabbau



Abbildung 7: Einbettzylinder und Implantalthalterung demontiert für Simulation von Knochenaufbau

In Abbildung 7 ist der demontierte Einbettkörper dargestellt. Die einzelne Bohrung im Zylinder deutet darauf hin, dass es sich hier um den Zylinder zur Simulation von Knochenabbau handelt. Die beiden Einzelteile werden über eine Klemmpassung ineinandergesteckt.

Abbildung 8 lässt zwei Bohrungen im Einbettzylinder erkennen. Hiermit wird das Implantat bis zur Schulter im Harz eingebettet. Diese Zylinder dienen somit zur Darstellung der Implantatinsertion ohne simulierten Knochenabbau.

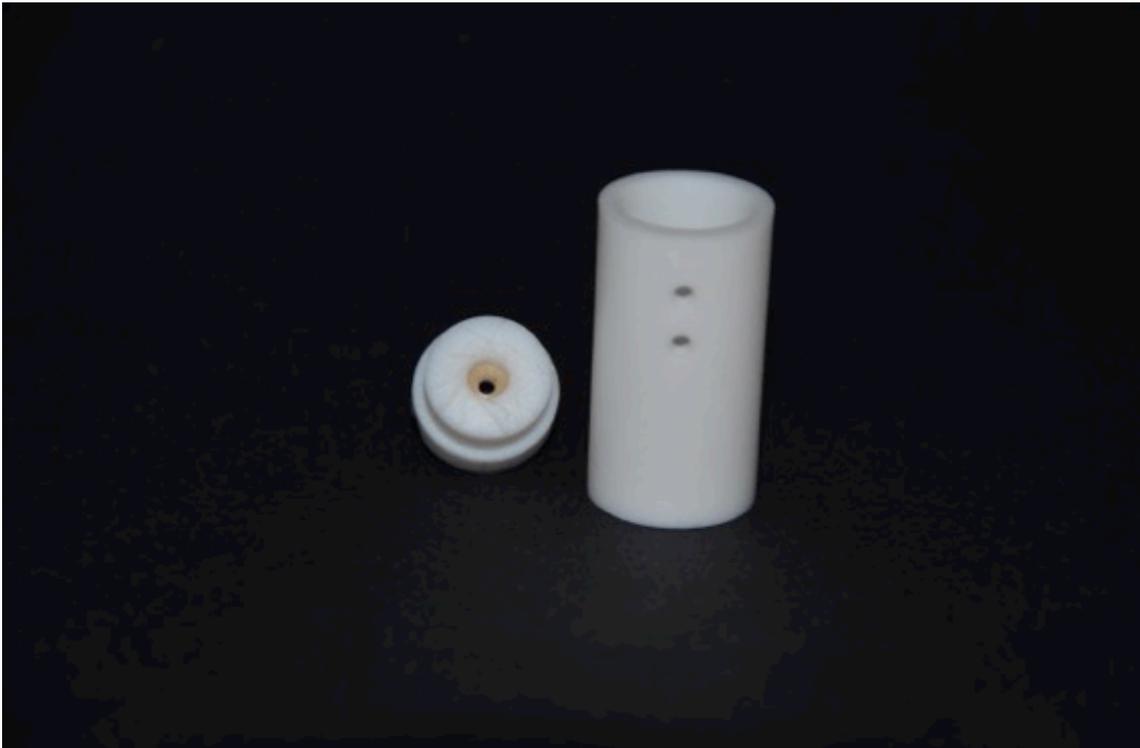


Abbildung 8: Einbettzylinder und Implantathalterung demontiert zur Simulation ohne Knochenabbau

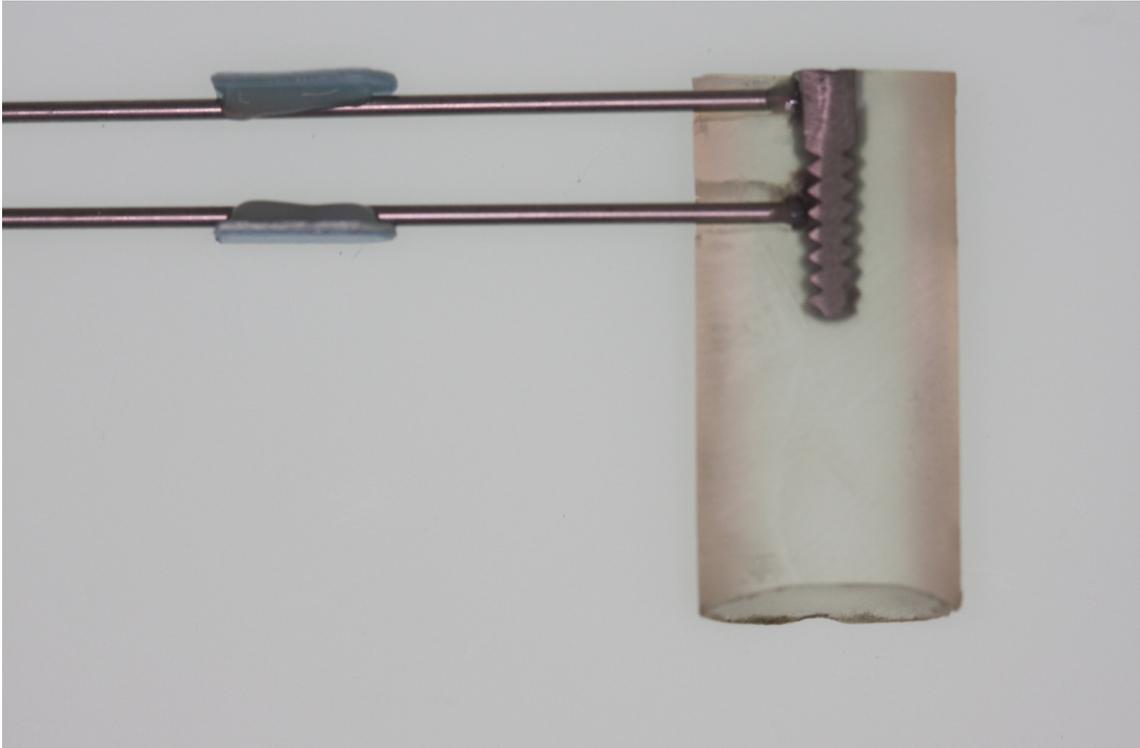


Abbildung 9: fertiger Versuchskörper ohne Knochenabbau (Schnittbild).

Abbildung 9 zeigt im Schnittbild einen fertig montierten Versuchskörper ohne simulierten Knochenabbau. Deutlich zu sehen ist die Positionierung beider Reflektorträger am Implantat durch Führungen im Gussharzzylinder.



Abbildung 10: fertiger Versuchskörper mit Knochenabbau

In Abbildung 10 ist die Simulation von Knochenabbau im Schnittbild zu erkennen. Der Unterschied zu Abbildung 9 ist deutlich, denn hier befindet sich nur noch ein Reflektorträger am Implantat in der Führung im Gießharzzyylinder.

4.3.5 Herstellung der „Klebevorrichtung“

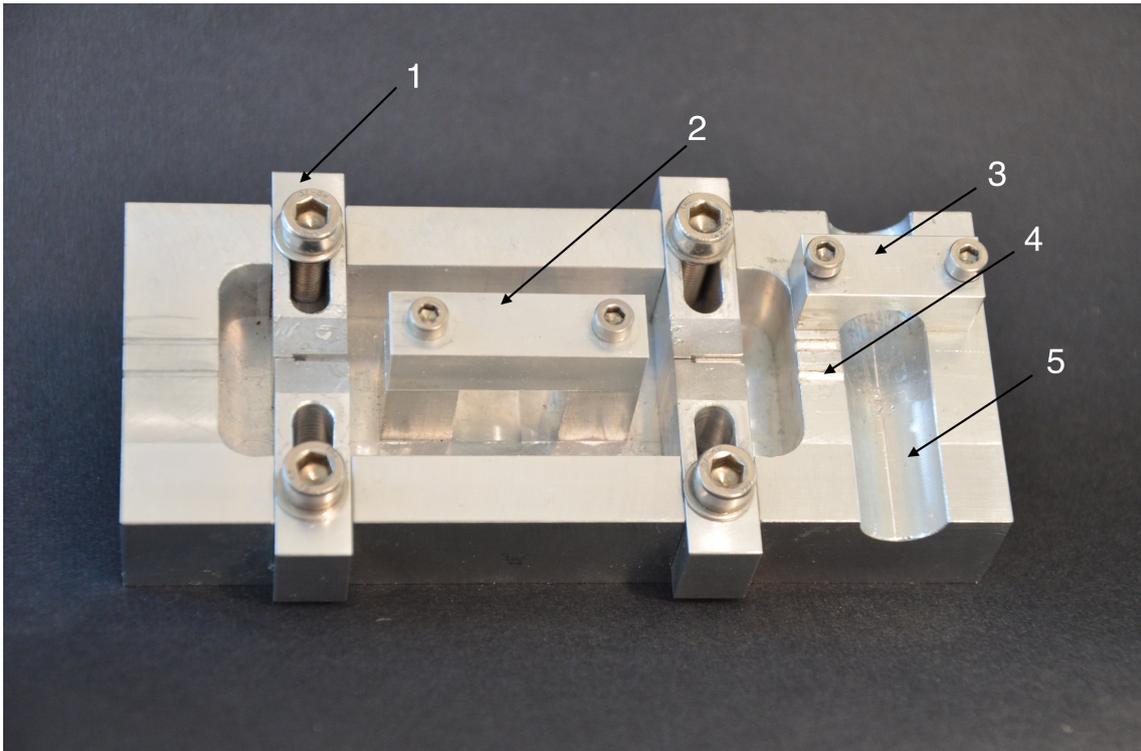


Abbildung 11: Klebevorrichtung mit Schlitten zum Positionieren und Fixieren der Reflektoren (1), Fixierung für die Aluminiumstäbe in den Parallelisierungsnuten (2), Fixierungsbrücke zum Einspannen der Kunststoffkörper (3), Parallelisierungsnuten zur Ausrichtung der Implantate (4), exakt passendes Bett zum Fixieren des Implantates (5) (Klebevorrichtung hergestellt durch ETG Elektronik GmbH, Weiterstadt).

In Abbildung 11 ist die „Klebevorrichtung“ zu sehen, die es ermöglicht die Prüfkörper auszurichten, die Aluminiumstangen mitsamt Reflektoren exakt parallel zu platzieren und zu fixieren, um die Reflektoren anzukleben und die Stangen mit dem Implantat per Komposit zu verbinden. Sie wurde von einer ETG Elektronik GmbH, Weiterstadt, Deutschland im Auftrag aus einem Aluminiumblock gefräst.

4.3.6 Wahl des passenden Einbettmaterials



Abbildung 12: Gießharz

Abbildung 13: Härter für Gießharz

Die Wahl für das passende Einbettmaterial fiel auf ein Polyesterharz der Firma Behnke, Schöneiche, Deutschland (Abbildung 12). Dieses glasklare Polyesterharz ist in Styrol gelöst, sowie kobaltvorbeschleunigt, lichtstabilisiert, ungesättigt und weist mittlere Reaktivität auf. Die Formstoffe entsprechen dem Typ 1110 nach DIN 16 946.

Das Polyesterharz verfügt über ein Elastizitätsmodul von 3500 N/mm^2 . Dieses ergibt sich aus dem Biegeversuch nach DIN 53 457. Gemäß den Herstellerangaben wurde das Harz angemischt. Das Mischverhältnis beträgt 100 Teile Harz zu 0,8-2 Teile Härter (Volumen oder Gewicht). Der Härter besteht aus Ketonperoxid (Abb. 3). Die Endfestigkeit ist nach 48h erreicht, die Zylinder wurden mindestens 24 Stunden im Drucktopf belassen.

Das vorhandene E-Modul muss auf die klinische Bewertung hin differenzierter betrachtet werden.

Die menschliche Kortikalis hat ein Elastizitätsmodul von rund 10000 N/mm^2 , die menschliche Spongiosa hingegen nur etwa ein Zehntel, also rund 1000 N/mm^2 .

In der klinischen Situation ist der Implantatkörper zum größten Teil von spongiösem Knochen umgeben und nur ein geringer Anteil des Implantates wird von kortikalem Knochen umschlossen. Somit wird aus den beiden Elastizitätsmodul-Werten ein Mittelwert gemessen, der in etwa dem Elastizitätsmodul des Einbettharzes entspricht.

4.3.7 Einbetten der Implantate

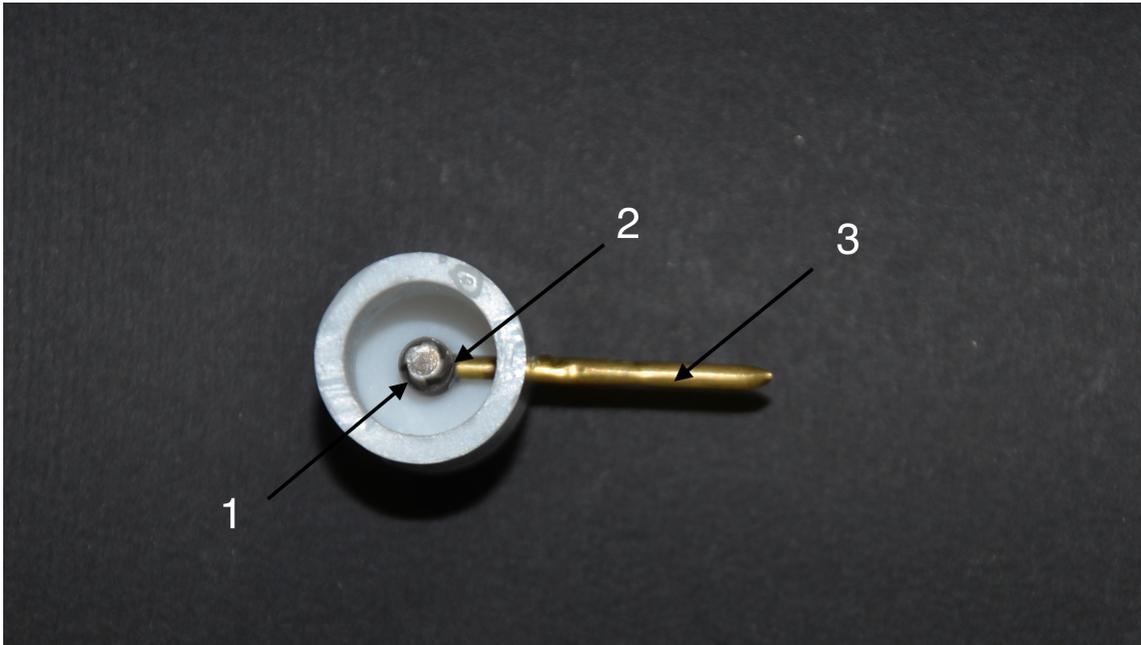


Abbildung 14: Aufsicht: Fertig zum Einbetten montierte Gussform mit Implantat (1); Vaseline-Schicht (2) und Kupferstab (3).

Abbildung 14 zeigt die zusammengesteckte und fertig zum Einbetten montierte Einbettvorrichtung. Das Implantat wurde wie beschrieben mit der Implantathalterung verschraubt und per Klemmpassung der Einbettzylinder aufgesetzt. Nun wurde der Kupferstab zur Isolation mit Vaseline bestrichen und bündig am Implantatkörper durch die Bohrung angebracht.

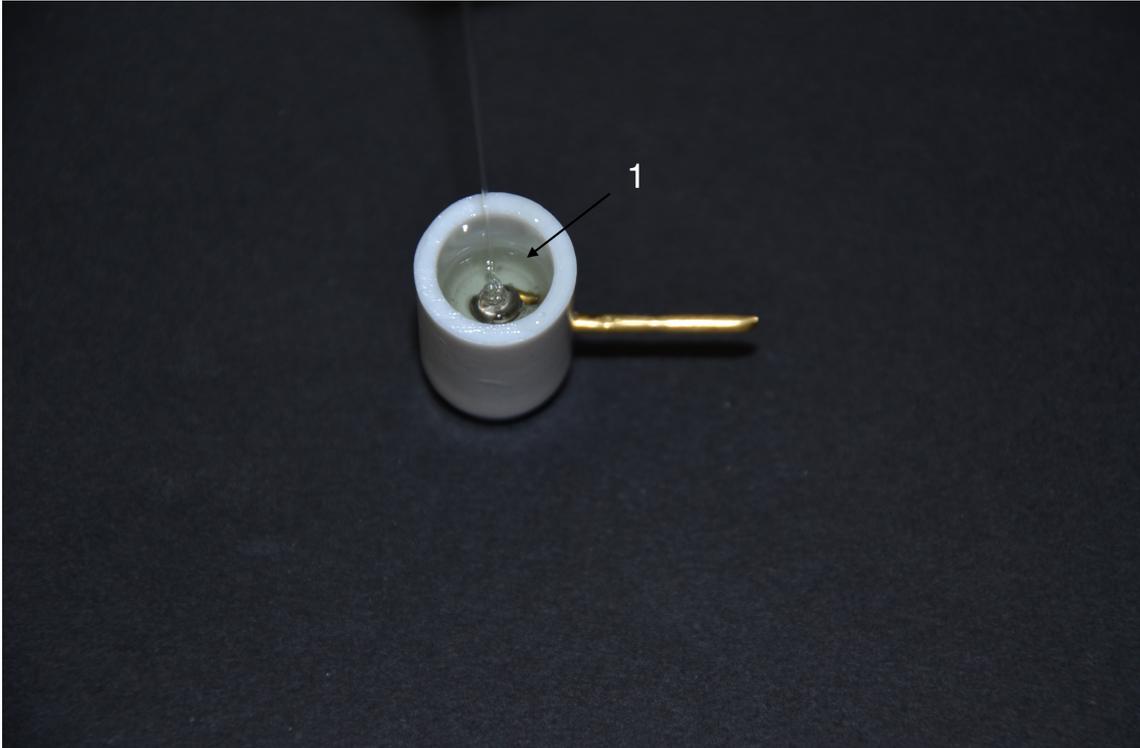


Abbildung 15: Einfüllen des Gießharzes (1).

Unter möglichst dünnfließendem Strahl und wenig Blasenbildung wird ohne Abzusetzen das angerührte Gießharz in den Zylinder gefüllt (Abb. 5).

Abbildung 16 zeigt den vollständig gefüllten Einbettzylinder.

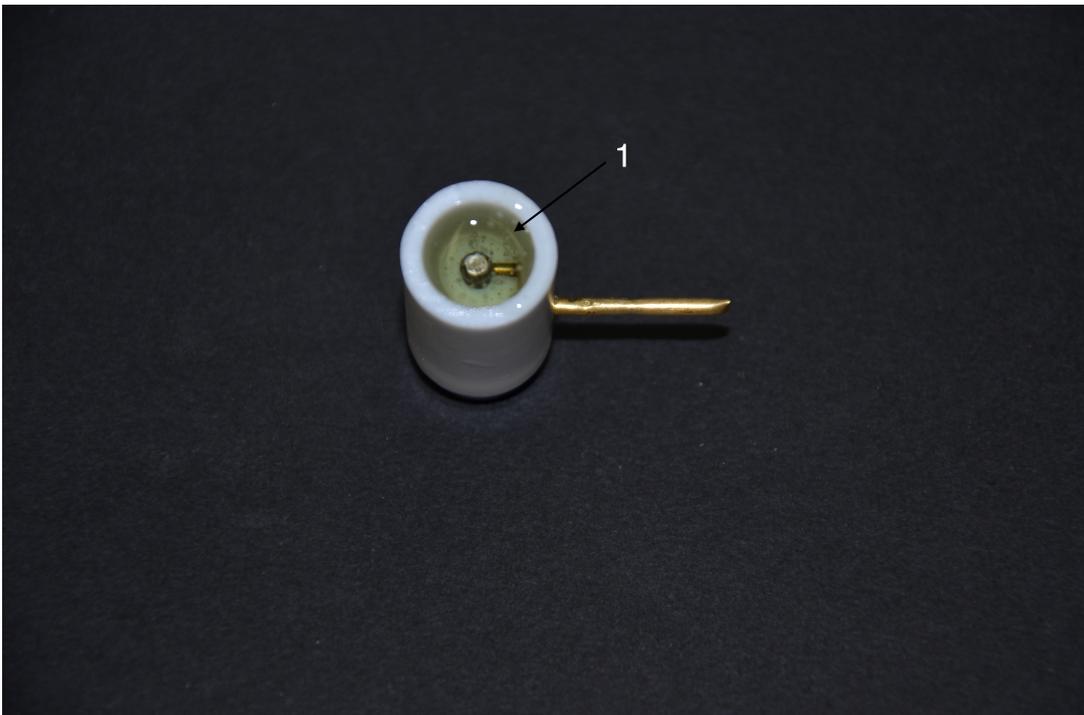


Abbildung 16: eingefülltes Gießharz (1).



Abbildung 17: Drucktopf vom Typ Palamat elite der Firma Heraeus-Kulzer, Hanau, Deutschland.

Die fertig aufgefüllten Einbetthilfen werden nun für 24 Stunden in den Drucktopf der Firma Heraeus-Kulzer, Hanau, Deutschland vom Typ Palamat elite (Abb. 17) gestellt.

4.3.7.1 Einbettung ohne simulierten Knochenabbau

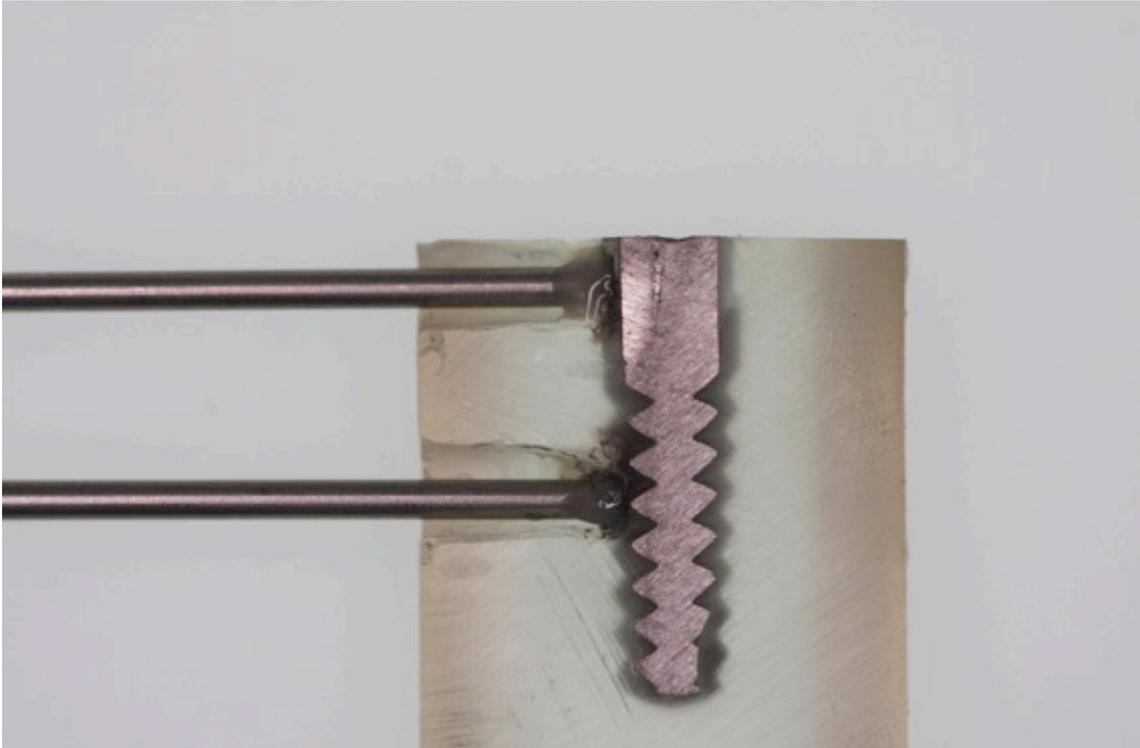


Abbildung 18: Schnittbild ohne simulierten Knochenabbau

Die Abbildung 18 zeigt ein Schliffbild durch Kunststoffzylinder und Implantat ohne simulierten Knochenabbau. Auffällig ist hierbei, dass die Aluminiumstäbe beide durch den Kunststoffzylinder führen. Die Stäbe berühren diesen nicht, damit sie bei Belastung frei schwingen können.

4.3.7.2 Einbettung mit simuliertem Knochenabbau



Abbildung 19: Schnittbild mit simuliertem Knochenabbau

Abbildung 19 zeigt ein Schnittbild durch den Kunststoffzylinder und das Implantat mit simuliertem Knochenabbau. Hier ist deutlich zu sehen, dass bei simuliertem Knochenabbau nur der untere Aluminiumstab durch den Kunststoffzylinder führt, diesen jedoch nicht berührt.

4.3.8 Abutmentmontage und definitive Zementierung der Zementierkappen

Da die Abutments der unterschiedlichen Systeme verschiedene Außengeometrien und Durchmesser aufweisen, mussten sie auf einen einheitlichen Außendurchmesser von 3,45mm gebracht werden. Dies geschah mithilfe einer CNC-gesteuerten Drehmaschine (EMCOTURN 120, EMCO GmbH, Hallein-Taxach, Österreich). Die Länge wurde auf maximal 6mm getrimmt.

Mithilfe eines Sandstrahlers (Basic Classic, Renfert GmbH, Hitzingen, Deutschland) wurden die Abutments abgestrahlt und angeraut. Die Korngröße der Aluminiumoxidpartikel betrug 110 μm bei 2,5 bar Druckstärke. Die Bereiche um die Implantat-Abutment-Schnittstelle wurden dabei präzise ausgespart, um nicht angeraut zu werden.

Die mit den Gewindehülsen versehenen Abutments wurden mit den vom Hersteller vorgeschriebenen Abutmentschrauben mit dem Implantat im Kunststoffzylinder verschraubt. Dazu wurde ein kalibrierter Drehmomentschlüssel (Torsiometer 760) von Stahlwille (EDUARD WILLE GmbH & CO. KG, Wuppertal, Deutschland) verwendet, wie er in Abbildung 20 zu sehen ist. Tabelle 6 zeigt die jeweils empfohlenen Drehmomente.



Abbildung 20: Drehmomentschlüssel (Foto C.Ratka)¹⁶⁹

Nr.	Implantatsystem	Drehmoment (Ncm)
1	Dentsply Sirona Ankylos	15
2	Dentsply Sirona Astra 4.0	20
3	Dentsply Sirona Astra 5.0	25
4	Osstem	25
5	Straumann Bone Level	35

Tabelle 5: Drehmomenttabelle

Nachdem die Abutments montiert worden waren, mussten die Zementierungshülsen auf den Abutments verklebt werden. Hierzu wurde das autopolymerisierende Befestigungskomposit Nimetic™ Cem der Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland verwendet. Das Mischungsverhältnis beträgt 1:1 und die Aushärtezeit etwa 7 Minuten. Der Durchmesser der

Zementierungshülsen wurde im Vorfeld etwa 0,05mm größer gewählt als der Außendurchmesser der Abutments um eine ausreichende Benetzung der Abutmentoberfläche mit Zement zu ermöglichen. Bevor die Kugeln auf das Gewinde aufgeschraubt worden sind, wurde das Gewinde mit einer dünnen Lage von PTFE-Band umwickelt (Performance Plastic Products Inc.; Houston, Texas, USA).

Nun wurde die Kugel auf das Gewinde aufgeschraubt. Das Gewinde dient zum Verstellen der Kugel in der Höhe und erlaubt eine exakte Justierung im Kausimulator. Die Kugel wurde bei allen Prüfkörpern auf einer Höhe von 13mm angeschraubt, gemessen vom obersten Punkt der Kugel bis zur obersten Kante des Harzkörpers.

4.3.9 Anbringen der Edelstahlrohre und Reflektoren

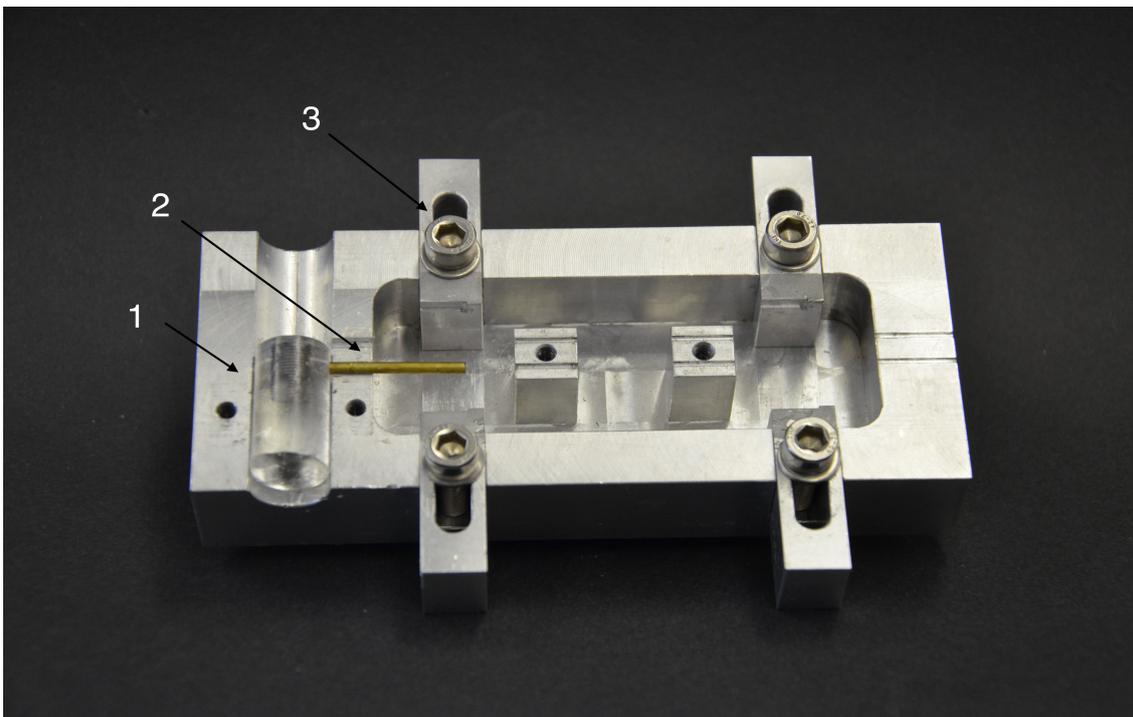


Abbildung 21: Aluminiumblock als Klebevorrichtung mit Kunststoffzylinder (1) und Messingstab (2)

Abbildung 21 zeigt den im vorgesehenen Bett liegenden Kunststoffzylinder (Nr.1) und ein in den Löchern im Zylinder steckenden Messingstab (Nr.2). Dieser Messingstab wird exakt in eine der gefrästen Nuten gelegt. Somit ist nach Fixierung des Zylinders mit der dafür vorgesehenen Fixierungsbrücke sichergestellt, dass die Durchtrittsöffnungen für die Aluminiumrohre exakt

ausgerichtet sind. Nr. 3 zeigt die noch zurückgeschobenen Schlitten zur Positionierung der Reflektoren.

Im nächsten Schritt wird der Messingstab nach Fixierung des Kunststoffzylinders herausgezogen und die beiden Aluminiumstäbe werden in die vorgesehenen Nuten gelegt. Zunächst werden die Stäbe nur locker fixiert, da sie zum Ankleben noch vor- und zurückgeschoben werden müssen. Mithilfe von Flow Revolution Formula 2 (Flowable Light Cure Composite, Kerr Dental, Rastatt, Deutschland), welches in die Löcher im Zylinder tropfenweise gefüllt wird, werden dann die Stäbe fixiert. Dies geschieht, indem sie in den Nuten zurückschoben werden, bis diese am Implantat anstoßen. Dann wird das Flow per Polymerisationslampe ausgehärtet und die Stäbe sind fest mit dem Implantat verbunden. Die Fixierungsbrücken werden noch nicht entfernt.

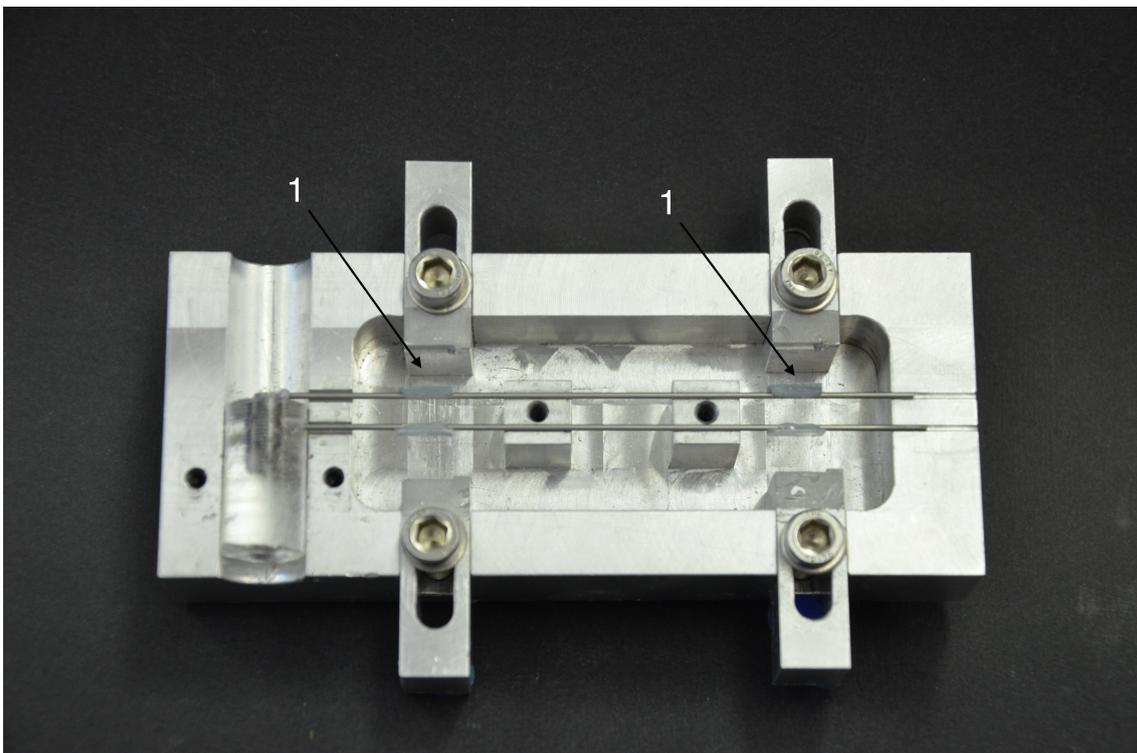


Abbildung 22: Klebevorrichtung mit Prüfkörper und angebrachten Reflektoren (1)

Abbildung 22 zeigt die fixierten Reflektoren (Nr. 1) an den Aluminiumstäben. Durch die zur Führungsnut parallel gefräste Einkerbung an den Fixierungsschlitten ist sichergestellt, dass die Reflektoren alle parallel zueinander montiert werden können.

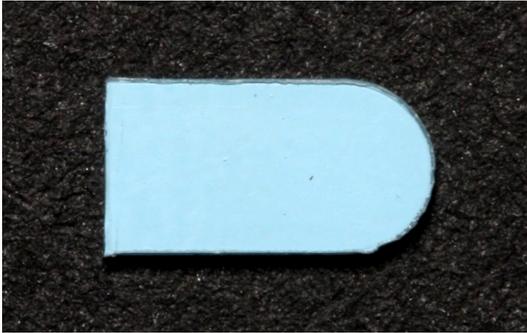


Abbildung 23: Reflektor

In Abbildung 23 ist einer der verwendeten Reflektoren zu erkennen. Dieser hat eine Größe von 8x4mm und eine Stärke von 0,5mm. Eine Kante ist abgerundet, was für den Versuch aber keine Bedeutung hat. Die Vorderseite der Reflektoren ist matt, wodurch eine ideale Reflektion der Laserstrahlen aus den Laserwegsensoren gewährleistet werden kann. Die Rückseite ist glänzend durchsichtig. Die Farbe der Reflektoren ist matt blau.

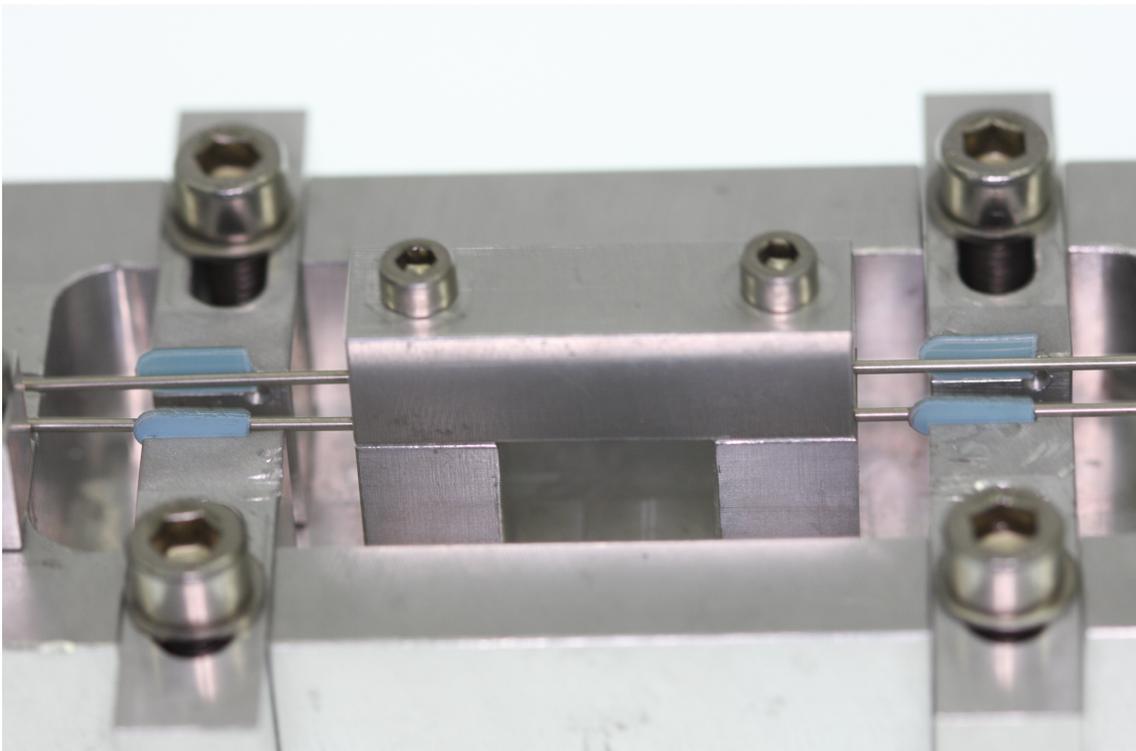


Abbildung 24: Reflektoren in Fixierungsnuten

Fixiert werden sie mithilfe von Revolution Formula 2 (Flowable Light Cure Composite, Kerr Dental, Rastatt, Deutschland). Die matte Oberfläche der Reflektoren zeigt immer in Richtung der Lasersensoren, also nach außen. Die Reflektoren werden in die dafür vorgesehenen Nuten der Schlitten gelegt und die

Schlitten bündig bis zu den Aluminiumstäben vorgeschoben. So liegen die Reflektoren im 90-Grad- Winkel an den Stäben und können mittels Flow angeklebt werden (siehe Abb. 24).

Erst wenn der Sitz der Stäbe und der Reflektoren kontrolliert wurde, werden alle Inbusschrauben vorsichtig gelöst und die Fixierungsbrücken entfernt. Der Prüfkörper kann nun behutsam aus der Klebevorrichtung genommen werden.

4.3.10 Endgültige Montage der Prüfkörper

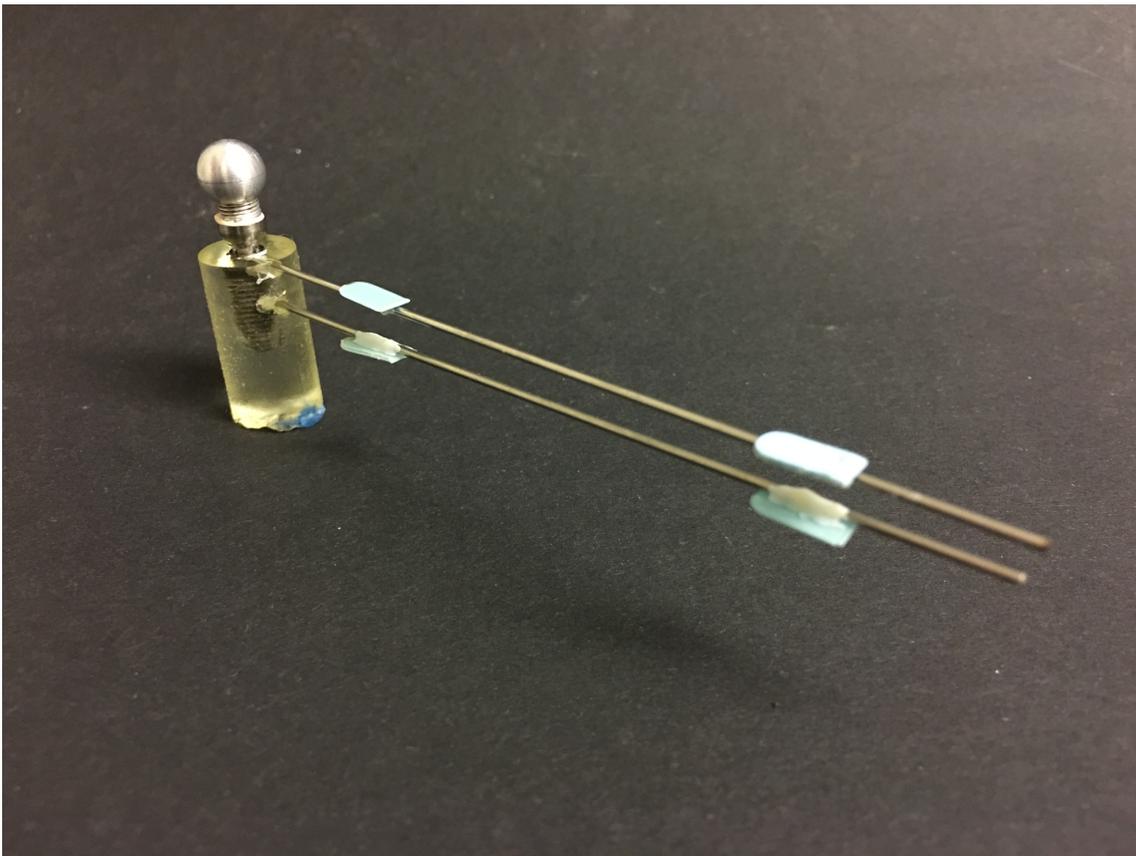


Abbildung 25: fertig montierter Prüfkörper

Zu sehen ist der fertig montierte Prüfkörper (Abb. 25). Er besteht in diesem Bild aus dem Kunststoffzylinder, in den das Implantat eingebettet ist. Zudem sind die beiden Aluminiumstäbe zu sehen, an denen jeweils zwei parallel ausgerichtete Reflektoren befestigt sind. Die Aluminiumstäbe sind mit dem Implantat verklebt, ohne mit dem Kunststoffzylinder verbunden zu sein. Dies ist essentiell, damit sie im Belastungsversuch frei schwingen können. Auf dem Implantat ist das Abutment mit der auf der Gewindehülse aufgeschraubten Kugel zu erkennen.

4.4 Kausimulation

Zur Simulation der Kaukräfte wurde ein zweidimensionaler Kausimulator verwendet (Abb.26). Zwei orthogonal angeordnete Aktoren leiten die Kräfte momentfrei in den Prüfkörper ein. Mit Hilfe einer simultanen Ansteuerung der Aktoren kann ein resultierender Kraftvektor im Lastwinkel von $\pm 90^\circ$ appliziert werden.

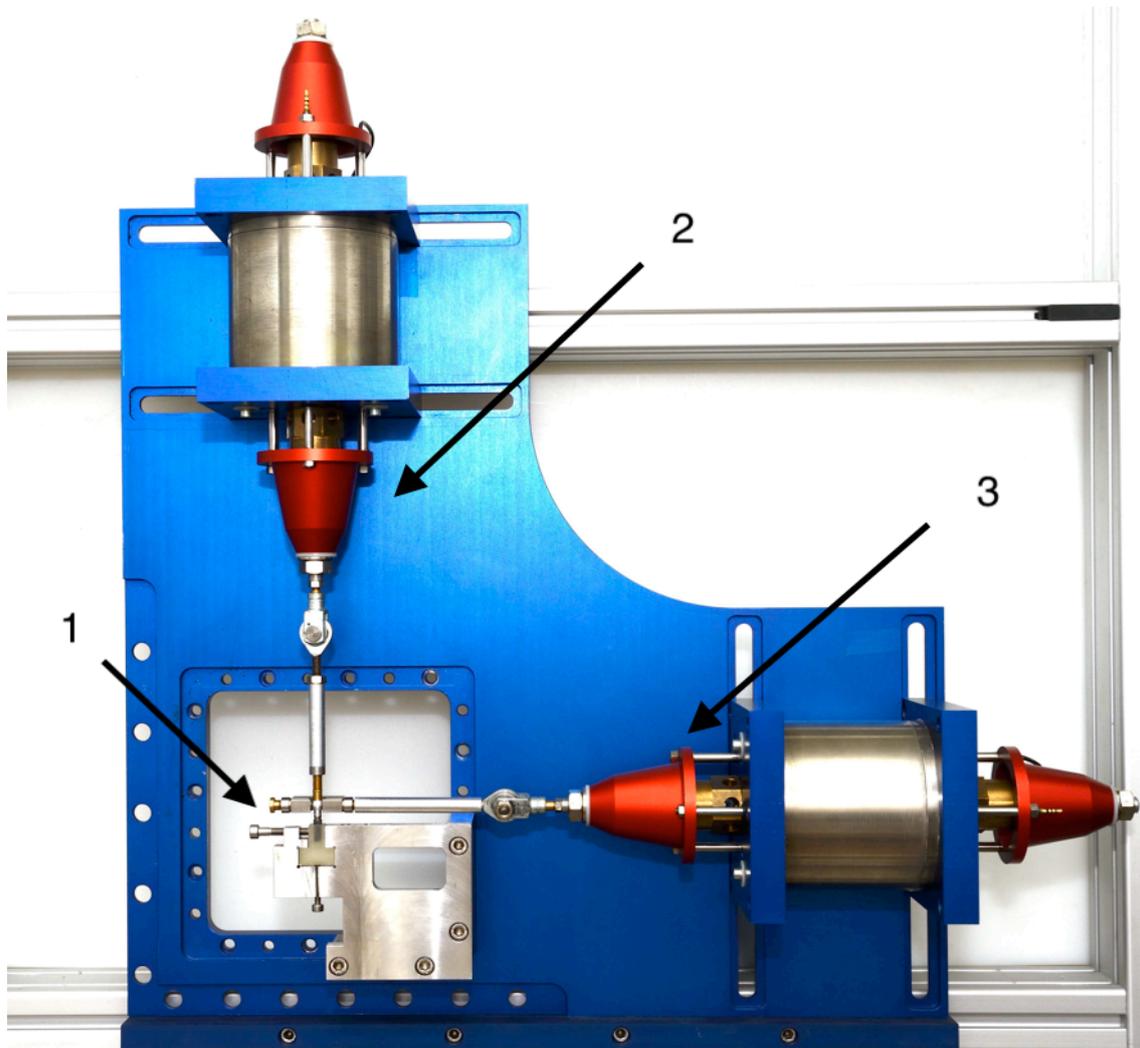


Abbildung 26: Kausimulator (Foto: H. Zipprich) mit Prüfkörper (1) und vertikalem (2) und horizontalem (3) Kraftaktor.

4.4.1 Kraftaktoren

Die elektromechanischen Kraftaktoren sind im Frankfurter Kausimulator rechtwinklig zueinander angeordnet und können unabhängig voneinander

angesteuert werden. Durch diese Konstruktion ist es möglich eine zweidimensional gerichtete Kraft von 0 bis 300 Newtonmeter zu generieren.

4.4.2 Ansteuerung des Kausimulators

Mithilfe eines Computerprogrammes, welches mit dem grafischen Programmierprogramm LabView® (National Instruments; Austin, Texas, USA) geschrieben wurde, wird der Simulator gesteuert (Abb. 27).

Die digitalen Signale des Rechners werden über eine NI USB 6229 digital/analog-Umsetzkarte (National Instruments; Austin, Texas, USA) an einen elektronischen Verstärker (Willburger System GmbH, Seehausen, Deutschland) gesendet. Dieser steuert wiederum direkt einen der beiden Aktoren an.

Es ist möglich eine Kräfteinleitung von -90° bis 90° in Bezug auf die Implantatachse zu erreichen. Dies ist insofern realisierbar, weil die Krafrichtung und -größe der beiden Aktoren getrennt voneinander, aber gleichzeitig gesteuert werden können. Die Kraft-Kalibrierung der beiden Aktoren erfolgt über den speziellen Kraftsensor HBM U2B (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland).

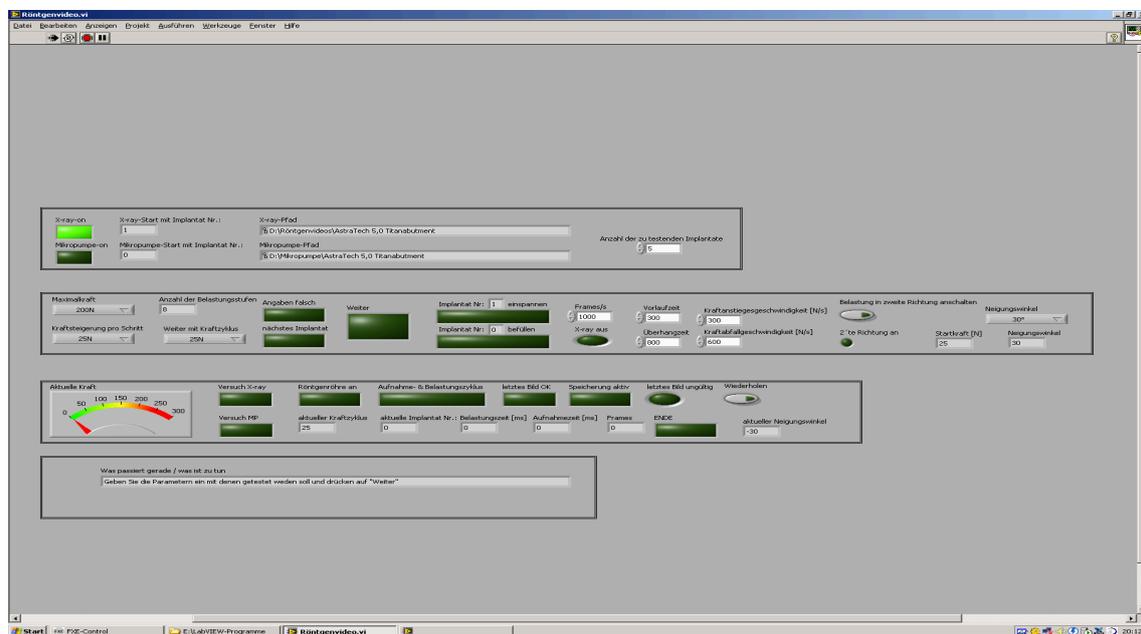


Abbildung 27: Bildschirmfoto LabView (Bild: C. Ratka)

4.5 Laserwegsensoren



Abbildung 28: Laserwegsensor

Der Laserwegsensor AM300 der Firma Allsens Messtechnik, Dortmund, Deutschland dient zur Messung der Lageänderung der Aluminiumstäbe zueinander (Abb. 28). Gemäß den Herstellerangaben beträgt der Messbereich 5 mm, der Anfang des Messbereiches liegt bei 15mm, das Ende des Messbereiches bei 20mm. Der Laser hat eine Auflösung von 0,3 μm (Datenblatt Allsens Messtechnik). Insgesamt wird pro Reflektor ein Laserwegsensor benötigt, in diesem Versuch also insgesamt vier Stück. Allgemein betrachtet misst ein Laserwegsensor den Abstand zwischen sich selbst und einem Objekt, hier dem Reflektorplättchen.

4.6 Ermittlung der Stauchung und Biegung



Abbildung 29: eingespannter Prüfkörper im Kausimulator

Abbildung 29 zeigt den eingespannten Prüfkörper im Kausimulator. Gut zu erkennen sind die roten Laserpunkte der Laserwegsensoren, welche mittig auf die Reflektoren treffen. Ebenso sind die Kraftaktoren, welche horizontal und vertikal an der Aluminiumkugel anliegen zu erkennen.

4.6.1 Herleitung der Formel zur Berechnung der Biegung bzw. Winkeländerung

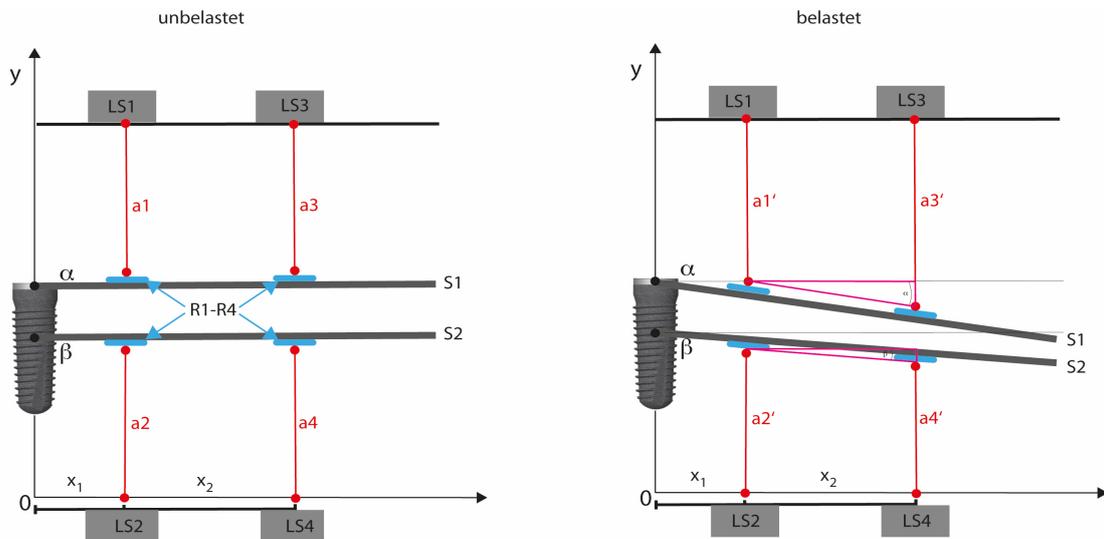


Abbildung 30: schematischer Messaufbau und Positionsänderungen der Reflektoren bei Belastung

Die Höhenposition der Prüfkörper wurde so gewählt, dass die beiden okklusalen Sensoren (LS1 – LS3) im Messbereich von ca. 2,0 mm waren. Die beiden apikalen Sensoren (LS2 & LS4) hingegen sollten im Messbereich bei ca. 3,0 mm liegen. Damit wurde eine Positionsänderung eines jeden Reflektors (R1-R4) von bis zu 3,0 mm gewährleistet. Die Sensoren 1 und 2 waren in einem Abstand von 20 mm (x_1) und die Sensoren 3 und 4 im Abstand von 60 mm ($x_1 + x_2$) zur Implantatachse (y) positioniert. Hieraus ergab sich, dass die Position der Sensoren LS1 & LS2 auf den im Abstand von 40 mm zu den Sensoren LS3 & LS4 positioniert sind (Abb.30).

Vor Beginn der Messung wurde das jeweilige Sensorsignal „genullt“. Anschließend resultierte jegliche Positionsänderung der Stäbe aus der auf die Prüfkörper applizierten Kraft. Zum einen ergab sich eine reine Stauchung und zum anderen eine Winkeländerung der Stäbe (siehe „belastet“ Abb.30). Um die Winkeländerung der Implantatwand innerhalb der 6,0 mm Messstrecke zu ermitteln, wurde aus den Sensorsignalen die kraftbedingte Differenz die Winkeländerung der beiden Stäbe errechnet.

Mithilfe der Trigonometrie wurde der belastungsabhängige Winkel berechnet. Im belasteten Zustand (Abb.30), ergeben sich zwei rechtwinklige Dreiecke. Der

Winkel α dient im oberen Dreieck zur Berechnung der belastungsabhängigen Winkeländerung des oberen Reflektorstabes S1, der Winkel β dient zur Bestimmung der Winkeländerung des unteren Stabes S2. Die Ankatheten beider Dreiecke werden durch die Strecke x_2 definiert. Die Gegenkathete im oberen Dreieck ergibt sich aus der Differenz von a'_3 zu a_3 abzüglich der Differenz a'_1 zu a_1 . Die Gegenkathete im unteren Dreieck errechnet sich analog aus der Differenz von a_4 zu a'_4 abzüglich der Differenz a_2 zu a'_2 . Die Hypotenusen der beiden Dreiecke werden für die Berechnung der Winkel α und β nicht benötigt.

$$\alpha = \arctan (\text{Gegenkathete} / \text{Ankathete}) = \arctan ((a'_3 - a_3) - (a'_1 - a_1))$$

$$\beta = \arctan (\text{Gegenkathete} / \text{Ankathete}) = \arctan ((a_4 - a'_4) - (a_2 - a'_2))$$

Aus der Differenz der gemessenen Winkel α und β ($\alpha - \beta$) ergibt sich die Winkeländerung der Implantatwand auf die Strecke des Abstands der beiden Reflektorstäbe von 6,0mm. Dieser Wert wurde für jeden Prüfkörper zu jeder Kraftstufe zum Zeitpunkt der maximal sich ergebenden Positionsänderung der Reflektoren ermittelt, gespeichert und für die folgende Auswertung herangezogen.

4.7 Versuchsablauf und Generieren der Ergebnisse

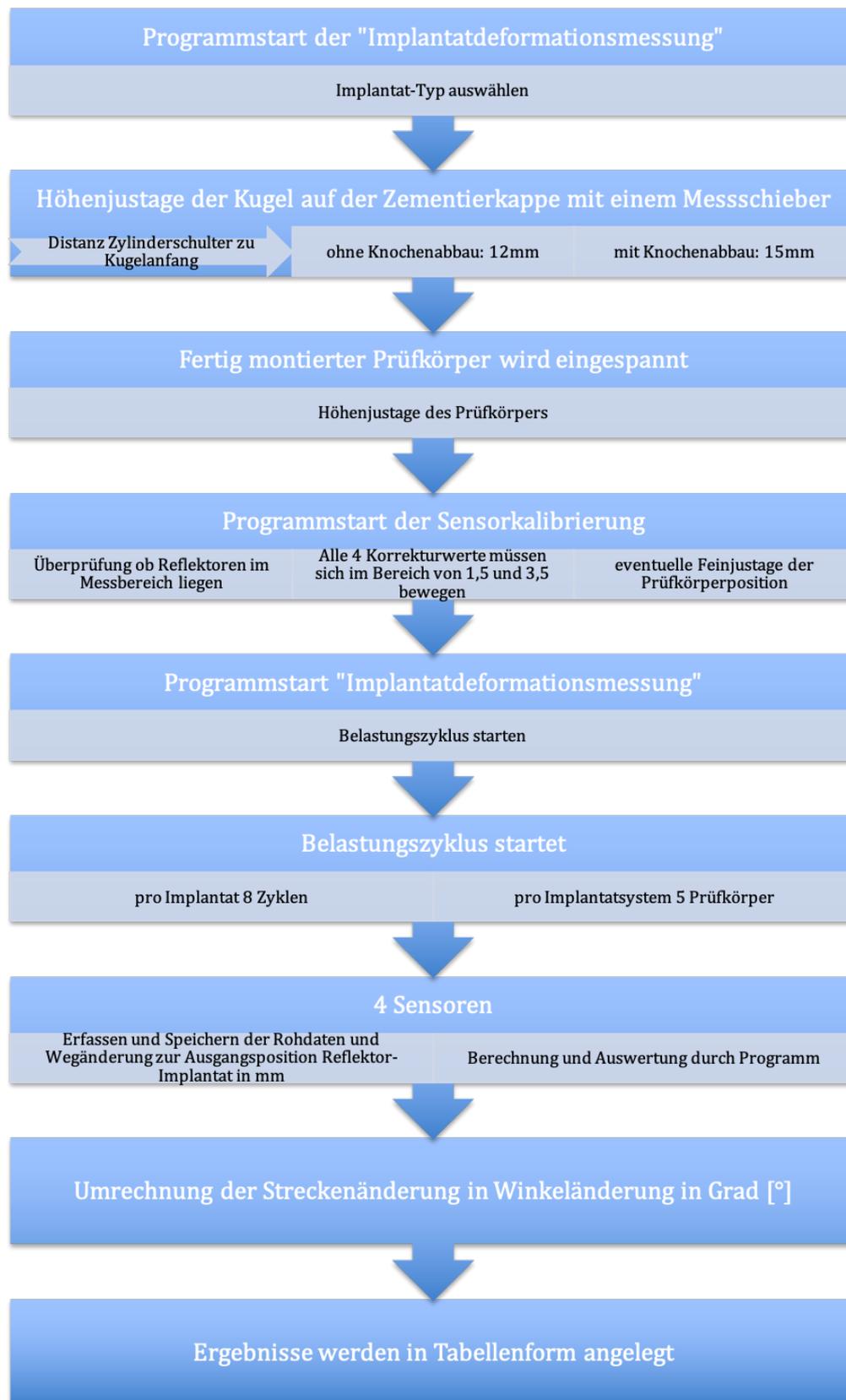


Abbildung 31: Flussdiagramm Versuchsablauf

5 Ergebnisse

Im Folgenden wird auf die Werte der einzelnen Implantathersteller eingegangen. Hierbei wurde der Schwerpunkt auf die Aufführung von Besonderheiten gelegt, sowie auf die jeweiligen Minimal-, Maximal- und Mittelwerte und die Entwicklung der Werte. Um die Übersichtlichkeit zu gewährleisten, wird nicht jeder einzelne Wert beschrieben. Es werden die Werte bei 100N und 200N Belastung herausgearbeitet, um die Implantatsysteme später übersichtlich miteinander vergleichen zu können.

5.1 Auswertung und Darstellung der Ergebnisse

Im nächsten Absatz werden die Ergebnisse der in-vitro-Messungen mit Hilfe von Diagrammen dargestellt und ausgewertet. Auf jedes Implantatsystem wird im Einzelnen eingegangen. Die Ergebnisse der Versuche mit und ohne simulierten Knochenabbau (KA) wurden zum besseren Vergleich zusammen mit deren Differenz dargestellt.

Gemessen wurde die Winkeländerung in der Implantatwandung auf einer Strecke von 6mm in Grad in Abhängigkeit von der Belastung in Newton. Jedes einzelne Implantat der unterschiedlichen Implantathersteller wurde im Kausimulator mit 8 Kraftstufen belastet. Die Belastung steigerte sich pro Kraftstufe ausgehend von 25 N um stets 25 N auf 200 N. Für jeden einzelnen Prüfkörper wurde bei jeder Belastungsstufe die Winkeländerung in Grad gemessen und gespeichert. Neben den Einzelmessungen der jeweiligen Kraftstufen wurden die maximale und minimale Auslenkung sowie der Mittelwert berechnet.

Die gesamten Werte eines jeden Prüfkörpers sind im Anhang im folgenden Kapitel dargestellt. Zur besseren Übersicht wurden sie angepasst, welches im nächsten Abschnitt erläutert wird.

Die Werte mit und ohne Knochenabbau und deren Differenz wurden in den einzelnen Tabellen nebeneinander aufgeführt. Zur Erläuterung und Veranschaulichung des Aufbaus ist in Tabelle 6 exemplarisch ein Ausschnitt des Ankylos®-Systems dargestellt. In der obersten Spalte sind die einzelnen Belastungsstufen von 25N bis 200N aufgeführt, jeweils in 25N Steigerung. Darunter finden sich die Werte der Messungen mit und ohne Knochenabbau und

die Differenz. Darunter sind die Maximalwerte, Minimalwerte und der Mittelwert der 5 Prüfkörper einer jeden Kraftstufe aufgeführt.

Belastungskraft	25N			...			200N		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,074	0,033	0,041	0,743	0,415	0,339
Minimum	0,052	0,02	0,023	0,443	0,152	0,105
Mittelwert	0,056	0,029	0,033	0,472	0,261	0,252

Tabelle 6: Ausschnitt aus Ankylos-Tabelle

In den Kapiteln zu den einzelnen Implantatsystemen ist diese Tabelle mit allen Werten neben dem zugehörigen Diagramm dargestellt.

Eine Mittelwertzusammenfassung aller gesamten Implantatsysteme erfolgt in Kapitel 6.

Abbildung 32 zeigt zur Veranschaulichung einen Ausschnitt des Ankylos-Systems. Die vollständigen Abbildungen befinden sich im jeweiligen Kapitel zu den Implantatsystemen.

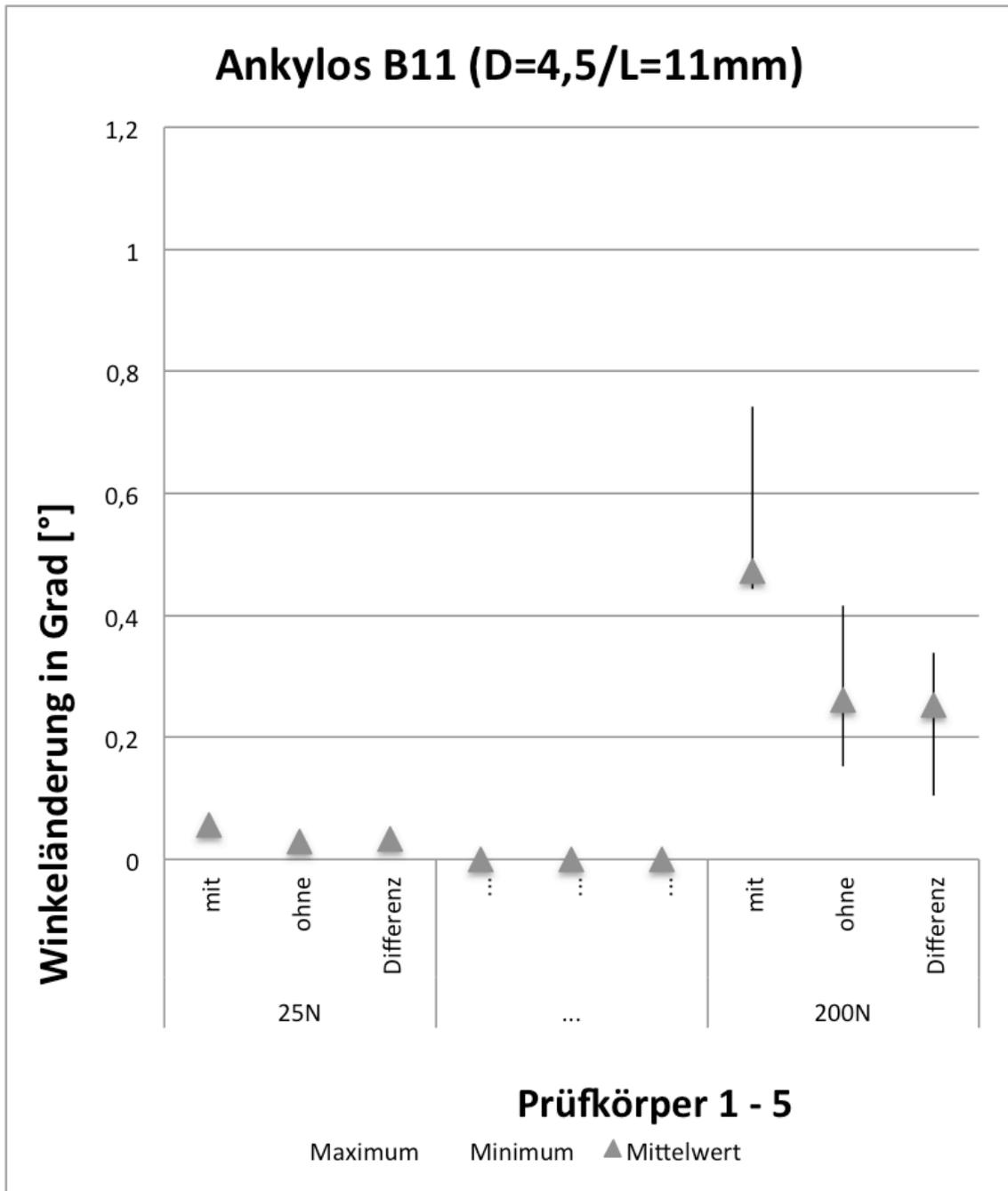


Abbildung 32: Ausschnitt Winkeländerung Ankylos

Der Diagrammtyp entspricht in abgewandelter Form dem eines sogenannten Candlestick-Charts. Auf der y-Achse befinden sich die Werte der Winkeländerung in Grad °. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die y-Achsen aller Diagramme mit der Skalierung von 0 ° bis 1,2 ° formatiert, da sich alle Werte

der Messungen in diesem Rahmen bewegen. Auf der x-Achse sind die Werte des Belastungsversuches mit und ohne simuliertem Knochenabbau aufgeführt sowie die Differenz. Unterteilt sind diese Werte in die jeweilige Kraftstufe von 25N bis 200N. Im Diagramm zeigen die vertikalen Linien den gesamten Bereich der Messdaten pro Gruppe, Einbettung und Kraftstufe. Das Dreiecksymbol stellt den Mittelwert dar.

Pro Implantatsystem gibt es jeweils eine 1. Messung ohne simulierten Knochenabbau und eine 2. Messung mit simuliertem Knochenabbau.

Zur besseren Lesbarkeit soll im weiteren Verlauf der Knochenabbau mit KA abgekürzt werden.

5.2 Dentsply Sirona Ankylos®

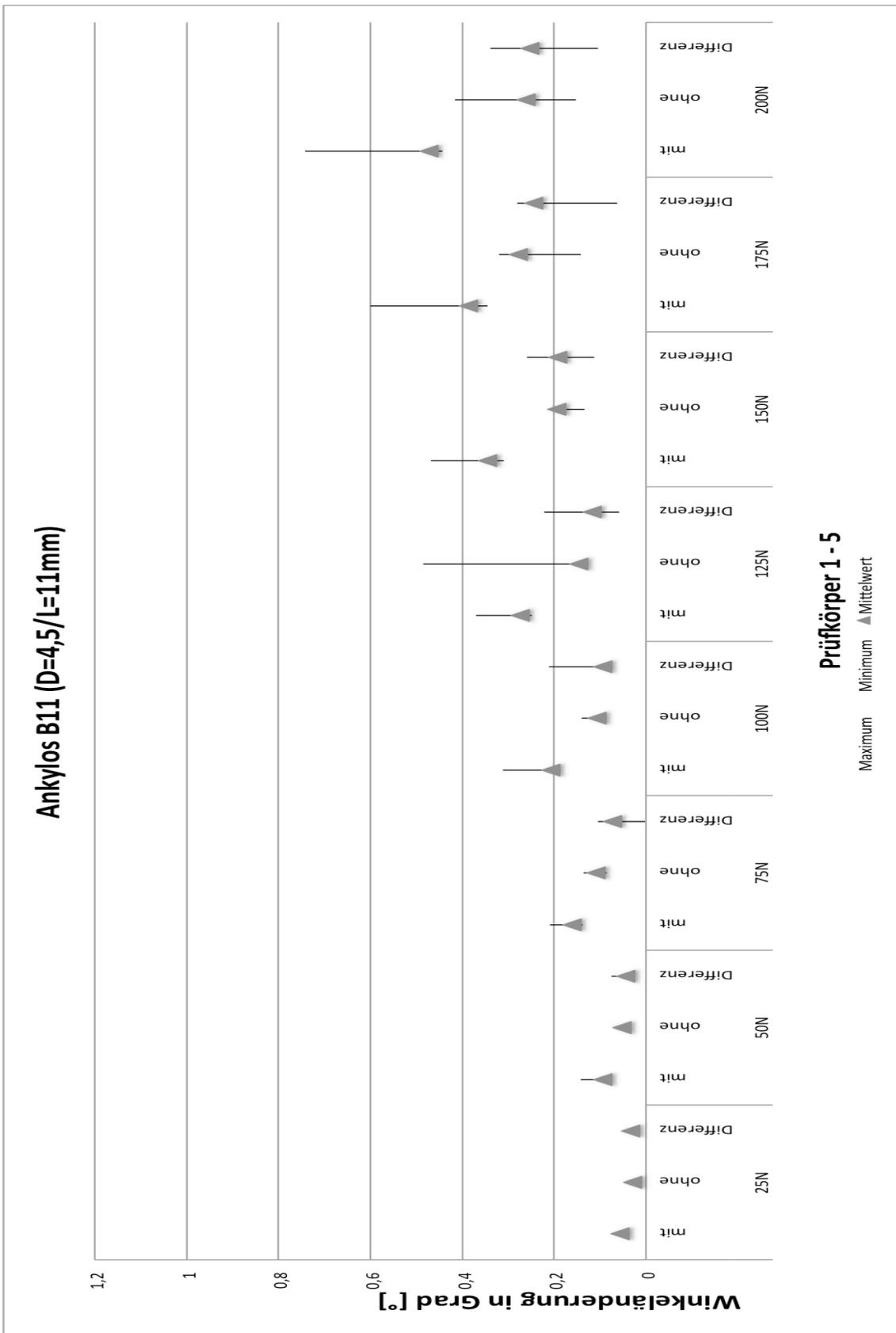


Abbildung 33: Winkeländerung Ankylos

Belastungskraft	25N		50N		75N		100N		125N		150N		175N		200N		
	mit	ohne Differenz															
Knochenabbau	0,074	0,033	0,143	0,069	0,21	0,136	0,312	0,141	0,371	0,485	0,468	0,209	0,599	0,319	0,743	0,415	0,339
Maximum	0,052	0,02	0,079	0,039	0,137	0,085	0,189	0,089	0,248	0,128	0,309	0,134	0,344	0,142	0,443	0,152	0,105
Minimum	0,056	0,029	0,095	0,052	0,16	0,108	0,208	0,108	0,273	0,147	0,345	0,194	0,387	0,278	0,472	0,261	0,252
Mittelwert																	

Tabelle 7: Messdatenauswertung Ankylos

In Abbildung 33 sind die Werte des Belastungsversuches für das Ankylos-System grafisch dargestellt, in Tabelle 7 die Minimal-, Maximal- sowie die Mittelwerte der einzelnen Kraftstufen.

Zu sehen ist die kontinuierliche Steigerung der Werte mit zunehmender Kraftstufe. Zwischen 25N und der Belastung mit 75N steigen die Werte noch langsam an, ab der Belastungsstufe von 100N dann sichtbar stärker.

Bei der Kraftstufe 100N liegt die minimale Differenz bei $0,073^\circ$ (Prüfkörper 3: ohne KA: $0,089^\circ$ und mit KA: $0,189^\circ$); die maximale Differenz bei $0,211^\circ$ (Prüfkörper 1: ohne KA: $0,141^\circ$ und mit KA: $0,312^\circ$). Im Mittelwert beträgt die Differenz bei 100N bei $0,0935^\circ$ (ohne KA: $0,108^\circ$ und mit KA: $0,208^\circ$).

Bei der Kraftstufe von 200N ist die minimale Differenz $0,105^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,152^\circ$ und mit KA: $0,443^\circ$); die maximale Differenz $0,339^\circ$ (Prüfkörper 5: ohne KA: $0,415^\circ$ und mit KA: $0,743^\circ$). Im Mittelwert beträgt die Differenz bei 200N bei $0,252^\circ$ (ohne KA: $0,261$ und mit KA: $0,472^\circ$).

Es lässt sich erkennen, dass die Werte bei simuliertem Knochenabbau generell höher sind als ohne simulierten Knochenabbau.

Bei Kraftstufe 100N und 125N wurden negative Werte aufgezeichnet. Da es bei dieser Messung zu keinen negativen Werten kommen kann, muss es sich um Messfehler handeln. Diese Werte wurden bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

5.3 Dentsply Sirona AstraTech® 4.0

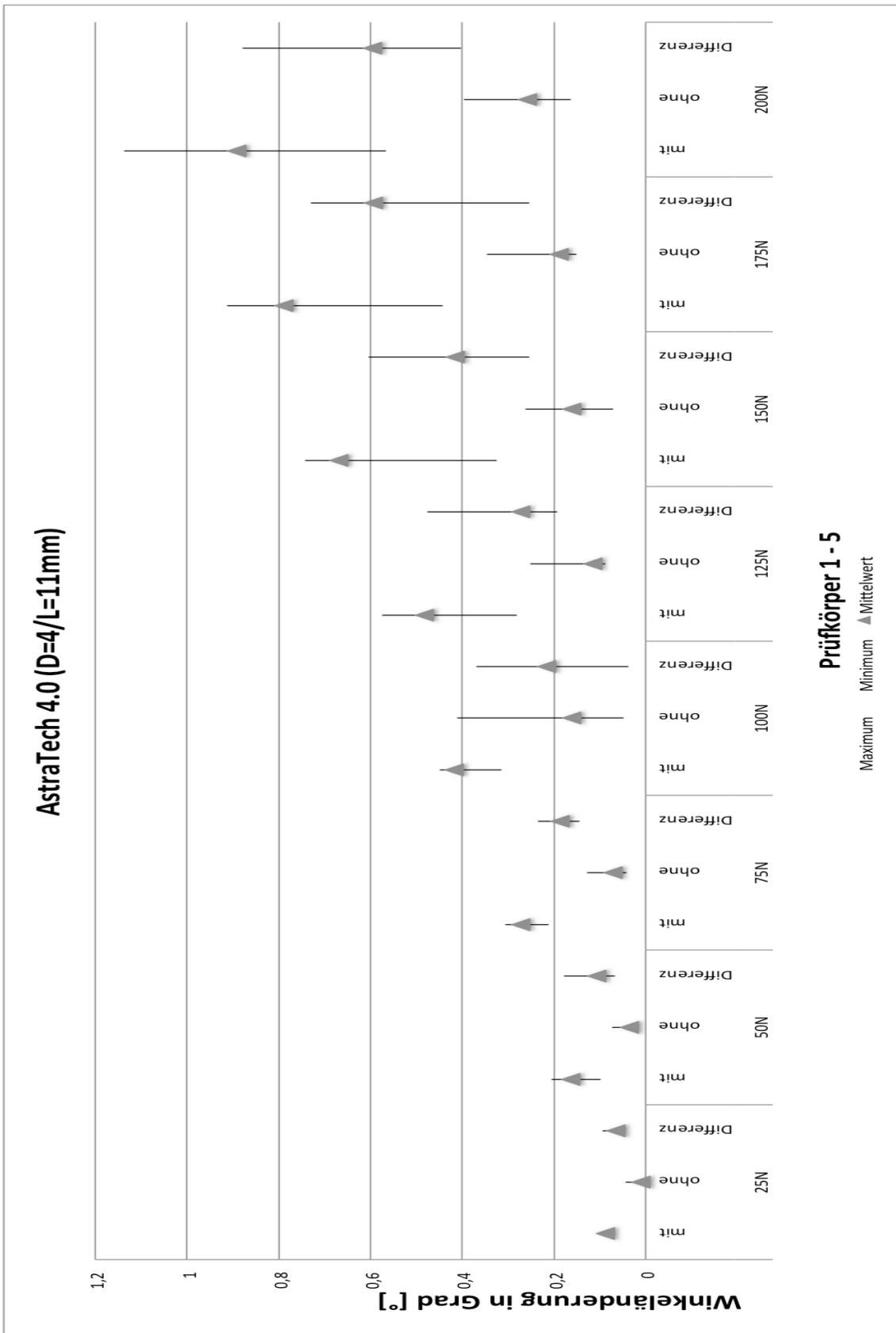


Abbildung 34: Winkeländerung Astra 4.0

Belastungskraft	25N		50N		75N		100N		125N		150N		175N		200N									
	mit	ohne	Differenz																					
Knochenabbau	0,103	0,044	0,094	0,206	0,074	0,179	0,306	0,127	0,235	0,448	0,41	0,37	0,574	0,251	0,476	0,742	0,262	0,604	0,912	0,345	0,729	1,137	0,397	0,879
Maximum	0,067	0,005	0,044	0,098	0,027	0,067	0,211	0,042	0,145	0,315	0,047	0,038	0,28	0,087	0,193	0,324	0,071	0,253	0,442	0,15	0,254	0,566	0,163	0,403
Mittelwert	0,088	0,011	0,064	0,164	0,035	0,106	0,272	0,071	0,186	0,417	0,161	0,216	0,482	0,116	0,272	0,67	0,161	0,415	0,789	0,188	0,594	0,891	0,258	0,596

Tabelle 8: Messdatenauswertung AstraTec4.0

In Abbildung 34 sind die Werte des Belastungsversuches für das AstraTech 4.0-System grafisch dargestellt, in Tabelle 8: die Minimal-, Maximal- sowie die Mittelwerte der einzelnen Kraftstufen.

Zu sehen ist die kontinuierliche Steigerung der Werte mit zunehmender Kraftstufe.

Bei der Kraftstufe 100N beträgt die minimale Differenz bei $0,38^\circ$ (Prüfkörper 2: ohne KA: $0,047^\circ$ und Prüfkörper 1 mit KA: $0,315^\circ$); die maximale Differenz $0,37^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,41^\circ$ und mit KA: $0,448^\circ$). Im Mittelwert erreicht die Differenz einen Wert bei 100N von $0,216^\circ$ (ohne KA: $0,161^\circ$ und mit KA: $0,417^\circ$).

Bei der Kraftstufe von 200N ist die minimale Differenz $0,403^\circ$ (Prüfkörper 2: ohne KA: $0,163^\circ$ und mit KA: $0,566^\circ$); die maximale Differenz $0,879^\circ$ (Prüfkörper 5: ohne KA: $0,397^\circ$ und Prüfkörper 4 mit KA: $1,137^\circ$). Im Mittelwert liegt die Differenz bei 200N bei $0,596^\circ$ (ohne KA: $0,258$ und mit KA: $0,891^\circ$).

Es lässt sich erkennen, dass die Werte bei simuliertem Knochenabbau generell deutlich höher ausfallen als ohne simulierten Knochenabbau.

5.4 Dentsply Sirona AstraTech® 5.0

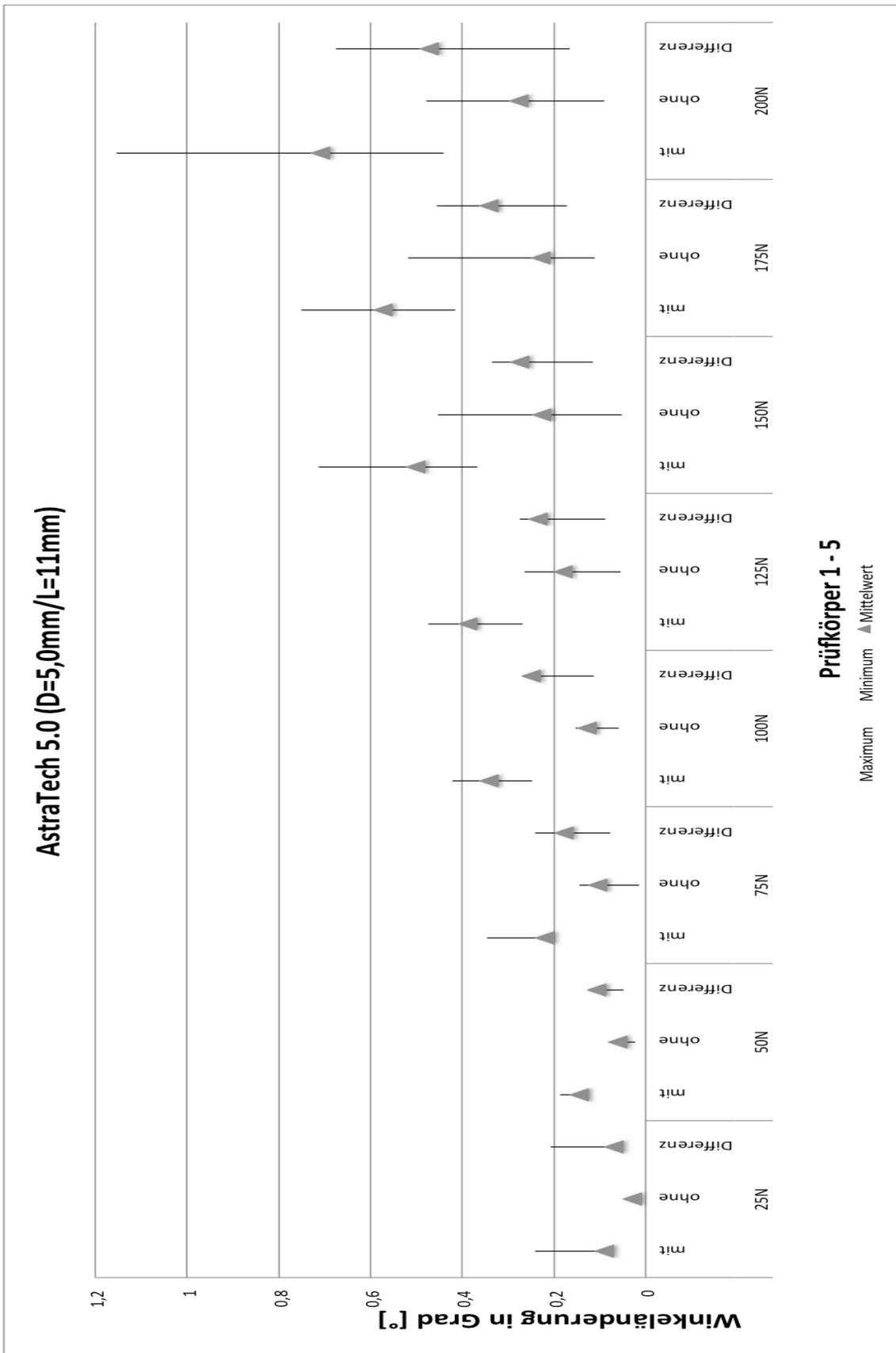


Abbildung 35: Winkeländerung AstraTech 5.0

Belastungskraft	25N		50N		75N		100N		125N		150N		175N		200N										
	mit	ohne	mit	ohne	Differenz																				
Knochenabbau	0,241	0,04	0,208	0,187	0,082	0,117	0,347	0,144	0,242	0,422	0,153	0,269	0,475	0,264	0,274	0,714	0,453	0,336	0,751	0,518	0,455	1,154	0,479	0,675	
Maximum																									
Minimum	0,08	0,013	0,058	0,129	0,022	0,047	0,206	0,014	0,077	0,248	0,059	0,114	0,268	0,055	0,087	0,366	0,052	0,116	0,415	0,111	0,171	0,441	0,089	0,165	
Mittelwert	0,091	0,03	0,068	0,144	0,06	0,106	0,221	0,105	0,178	0,342	0,128	0,25	0,388	0,181	0,234	0,501	0,226	0,275	0,572	0,229	0,341	0,709	0,276	0,472	

Tabelle 9: Messdatenauswertung AstraTech 5.0

In Abbildung 35 sind die Werte des Belastungsversuches für das AstraTech 5.0-System grafisch dargestellt, in Tabelle 9: die Minimal-, Maximal- sowie die Mittelwerte der einzelnen Kraftstufen.

Zu sehen ist die kontinuierliche Steigerung der Werte mit zunehmender Kraftstufe.

Bei der Kraftstufe 100N erreicht die minimale Differenz einen Wert von $0,114^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,059^\circ$ und Prüfkörper 5 mit KA: $0,248^\circ$); die maximale Differenz von $0,269^\circ$ (Prüfkörper 3: ohne KA: $0,153^\circ$ und mit KA: $0,442^\circ$). Im Mittelwert liegt die Differenz bei 100N bei $0,25^\circ$ (ohne KA: $0,128^\circ$ und mit KA: $0,342^\circ$).

Bei der Kraftstufe von 200N beträgt die minimale Differenz $0,165^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,089^\circ$ und Prüfkörper 5 mit KA: $0,441^\circ$); die maximale Differenz $0,675^\circ$ (Prüfkörper 3: ohne KA: $0,479^\circ$ und mit KA: $1,154^\circ$). Im Mittelwert ist die Differenz bei 200N $0,472^\circ$ (ohne KA: $0,276$ und mit KA: $0,709^\circ$).

Es lässt sich erkennen, dass die Werte bei simuliertem Knochenabbau generell höher sind als ohne simulierten Knochenabbau.

5.5 Osstem®

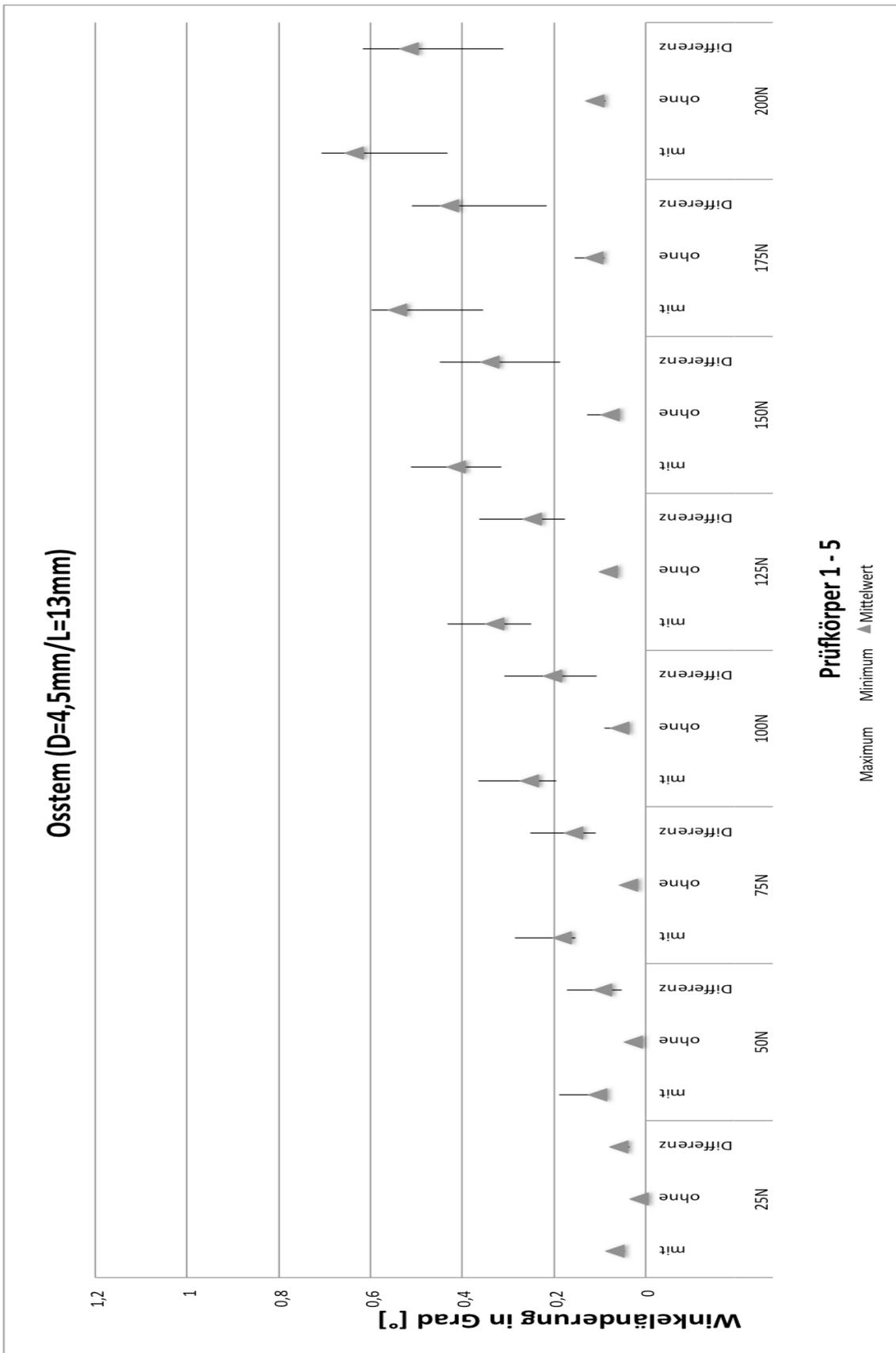


Abbildung 36: Winkeländerung Osstem

Belastungskraft	25N		50N		75N		100N		125N		150N		175N		200N									
	mit	ohne	Differenz																					
Knochenabbau	0,086	0,018	0,072	0,189	0,039	0,172	0,285	0,044	0,252	0,364	0,089	0,308	0,433	0,091	0,363	0,512	0,128	0,448	0,598	0,156	0,509	0,706	0,121	0,617
Maximum	0,045	0,008	0,035	0,089	0,009	0,052	0,153	0,026	0,109	0,195	0,049	0,106	0,249	0,07	0,176	0,314	0,064	0,186	0,354	0,089	0,215	0,431	0,088	0,31
Mittelwert	0,066	0,014	0,058	0,104	0,028	0,095	0,183	0,037	0,157	0,253	0,056	0,204	0,329	0,082	0,247	0,413	0,078	0,339	0,541	0,113	0,427	0,636	0,112	0,516

Tabelle10: Messdatenauswertung Osstem

In Abbildung 36 sind die Werte des Belastungsversuches für das Osstem-System grafisch dargestellt, in Tabelle 10: die Minimal-, Maximal- sowie die Mittelwerte der einzelnen Kraftstufen.

Zu sehen ist die kontinuierliche Steigerung der Werte mit zunehmender Kraftstufe.

Bei der Kraftstufe 100N liegt die minimale Differenz bei $0,106^\circ$ (Prüfkörper 5: ohne KA: $0,049^\circ$ und Prüfkörper 4 mit KA: $0,195^\circ$); die maximale Differenz beträgt $0,308^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,089^\circ$ und Prüfkörper 1 mit KA: $0,364^\circ$). Im Mittelwert beträgt die Differenz bei 100N bei $0,204^\circ$ (ohne KA: $0,056^\circ$ und mit KA: $0,253^\circ$).

Bei der Kraftstufe von 200N erreicht die minimale Differenz einen Wert von $0,31^\circ$ (Prüfkörper 2: ohne KA: $0,088^\circ$ und Prüfkörper 4 mit KA: $0,431^\circ$); die maximale Differenz von $0,617^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,121^\circ$ und Prüfkörper 3 mit KA: $0,706^\circ$). Im Mittelwert ist die Differenz bei 200N bei $0,516^\circ$ (ohne KA: $0,112$ und mit KA: $0,636^\circ$).

Es lässt sich erkennen, dass die Werte bei simuliertem Knochenabbau generell höher sind als ohne simulierten Knochenabbau.

5.6 ITI Straumann®

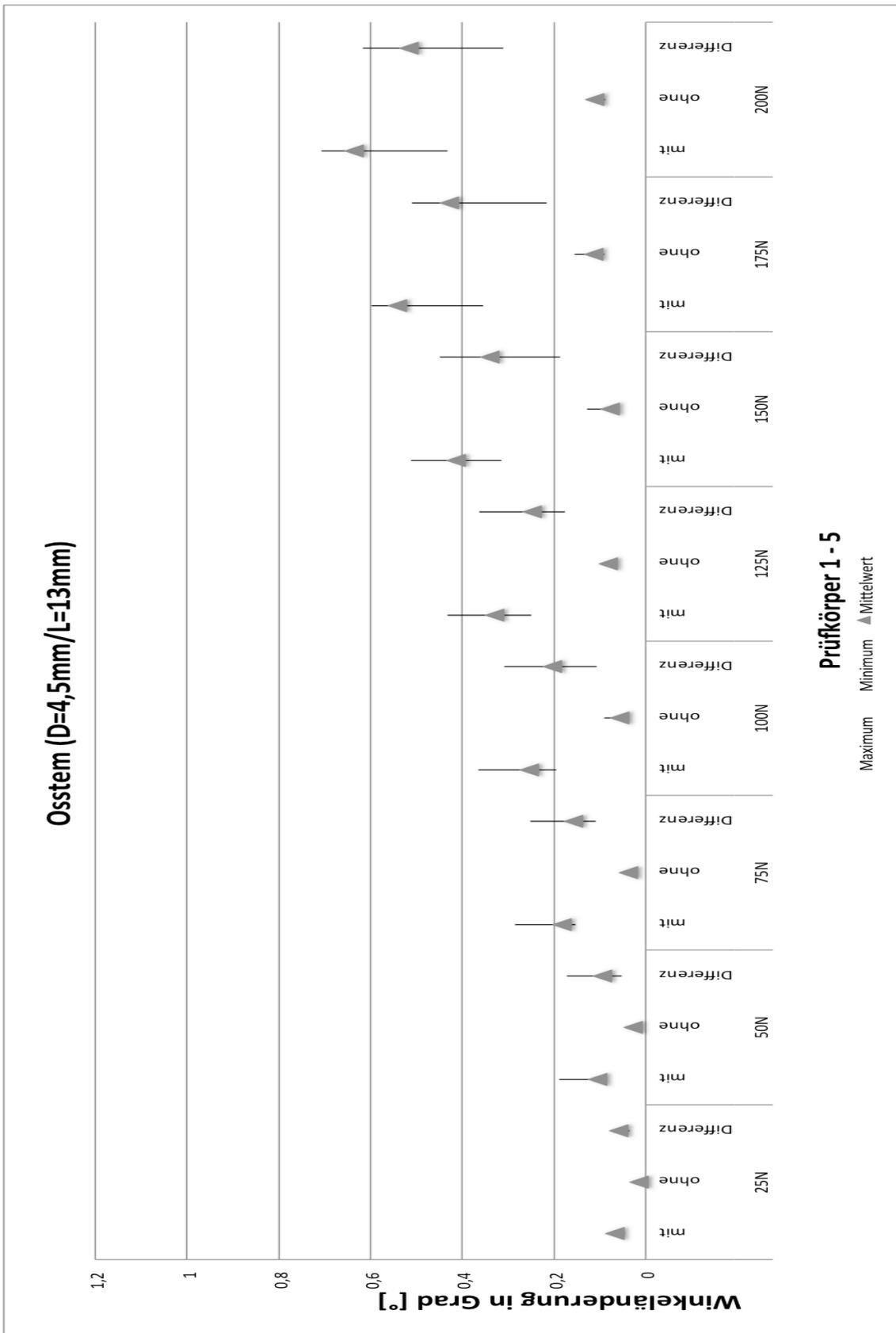


Abbildung 37: Winkeländerung Straumann

Belastungskraft	25N		50N		75N		100N		125N		150N		175N		200N									
	mit	ohne	Differenz																					
Knochenabbau	0,086	0,024	0,069	0,17	0,057	0,123	0,278	0,074	0,219	0,37	0,102	0,275	0,622	0,121	0,534	0,596	0,14	0,498	0,721	0,159	0,582	0,841	0,212	0,629
Maximum	0,082	0,016	0,061	0,132	0,036	0,09	0,194	0,041	0,153	0,265	0,066	0,195	0,338	0,08	0,258	0,446	0,059	0,315	0,441	0,125	0,316	0,514	0,128	0,381
Mittelwert	0,085	0,02	0,063	0,156	0,052	0,103	0,263	0,055	0,204	0,333	0,07	0,263	0,385	0,088	0,267	0,455	0,102	0,347	0,532	0,139	0,388	0,632	0,176	0,456

Tabelle 11: Messdatenauswertung Straumann

In Abbildung 37 sind die Werte des Belastungsversuches für das Straumann-System grafisch dargestellt, in Tabelle 11 die Minimal-, Maximal- sowie die Mittelwerte der einzelnen Kraftstufen.

Zu sehen ist die kontinuierliche Steigerung der Werte mit zunehmender Kraftstufe.

Bei der Kraftstufe 100N ist die minimale Differenz $0,195^\circ$ (Prüfkörper 4: ohne KA: $0,066^\circ$ und Prüfkörper 5 mit KA: $0,265^\circ$); die maximale Differenz ist $0,275^\circ$ (Prüfkörper 1: ohne KA: $0,102^\circ$ und mit KA: $0,37^\circ$). Im Mittelwert liegt die Differenz bei 100N bei $0,263^\circ$ (ohne KA: $0,07^\circ$ und mit KA: $0,333^\circ$).

Bei der Kraftstufe von 200N beträgt die minimale Differenz $0,381^\circ$ (Prüfkörper 5: ohne KA: $0,128^\circ$ und mit KA: $0,514^\circ$); die maximale Differenz $0,629^\circ$ (Prüfkörper 1: ohne KA: $0,212^\circ$ und mit KA: $0,841^\circ$). Im Mittelwert erreicht die Differenz bei 200N einen Wert von $0,456^\circ$ (ohne KA: $0,176$ und mit KA: $0,632^\circ$).

Es lässt sich erkennen, dass die Werte bei simuliertem Knochenabbau generell höher liegen als ohne simulierten Knochenabbau.

6 Vergleichsdiagramme der einzelnen Kraftstufen

Das folgende Kapitel vergleicht die einzelnen Implantatsysteme in Abhängigkeit der Kraftstufen. Somit ist ein direkter Vergleich der maximalen und minimalen Winkeländerung und der Differenz möglich. Zur Analyse der Messdaten wird der Mittelwert in Abhängigkeit der Einbetttiefe und die Differenz aus Beiden betrachtet.

Zur besseren Übersichtlichkeit wurde hier auf eine einheitliche Formatierung der x-Achse verzichtet, da sonst die Abbildungen bei geringeren Kraftstufen nicht darstellbar gewesen wären.

6.1 25N

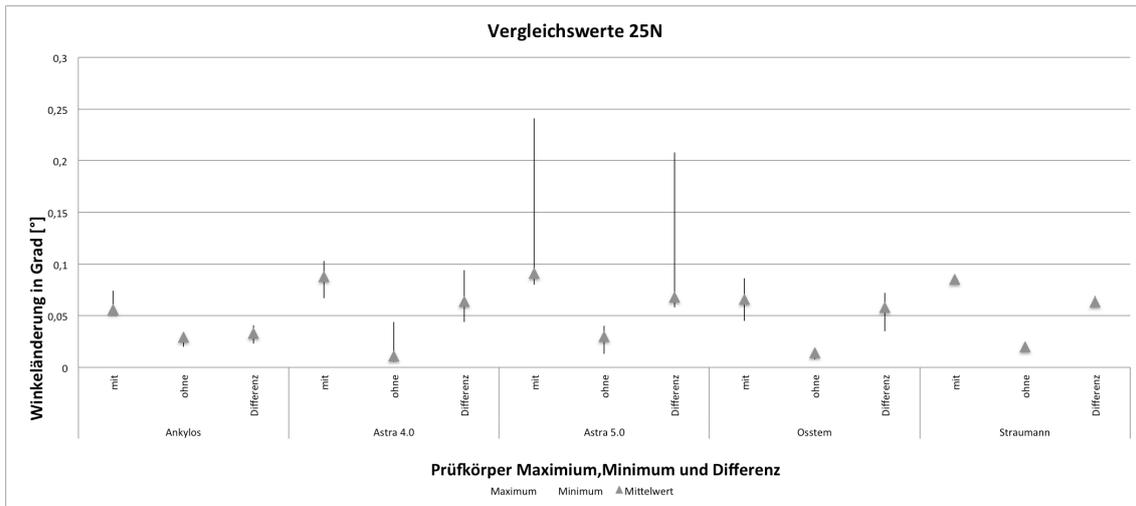


Abbildung 38: Vergleichswerte bei 25N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,074	0,033	0,041	0,103	0,044	0,094	0,241	0,04	0,208	0,086	0,018	0,072	0,086	0,024	0,069
Minimum	0,052	0,02	0,023	0,067	0,005	0,044	0,08	0,013	0,058	0,045	0,008	0,035	0,082	0,016	0,061
Mittelwert	0,056	0,029	0,033	0,088	0,011	0,064	0,091	0,03	0,068	0,066	0,014	0,058	0,085	0,02	0,063

Tabelle 12: Daten der Implantatsysteme bei 25N

In Abbildung 38 sind die Vergleichswerte der Implantatsysteme bei 25 N dargestellt. Bei 25N zeigt das System Astra 5.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von 0,091° in der Gruppe mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Astra 4.0 auf; ohne simulierten Knochenabbau wurde eine Winkeländerung von 0,011° gemessen. Die größte Differenz wurde bei Astra 5.0 mit 0,068° gemessen. In Tabelle 12 sind die Werte aller Systeme aufgezeigt.

6.2 50N

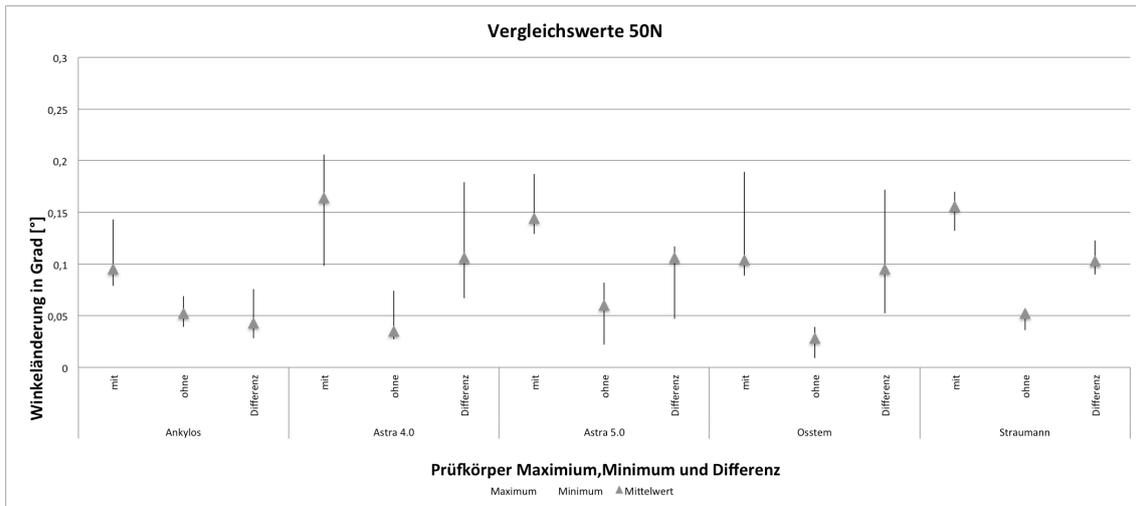


Abbildung 39: Vergleichswerte bei 50N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
Knochenabbau	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,143	0,069	0,076	0,206	0,074	0,179	0,187	0,082	0,117	0,189	0,039	0,172	0,17	0,057	0,123
Minimum	0,079	0,039	0,028	0,098	0,027	0,067	0,129	0,022	0,047	0,089	0,009	0,052	0,132	0,036	0,09
Mittelwert	0,095	0,052	0,043	0,164	0,035	0,106	0,144	0,06	0,106	0,104	0,028	0,095	0,156	0,052	0,103

Tabelle 13: Daten der Implantatsysteme bei 50N

Wie in Abbildung 39 und in Tabelle 13 zu sehen, zeigt bei der Belastung mit 50N das System von Straumann die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,156^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei diesem System eine Winkeländerung von $0,028^\circ$ gemessen. Die größte mittelwertige Differenz wurde bei Astra 4.0 und Astra 5.0 mit jeweils $0,106^\circ$ gemessen.

6.3 75N

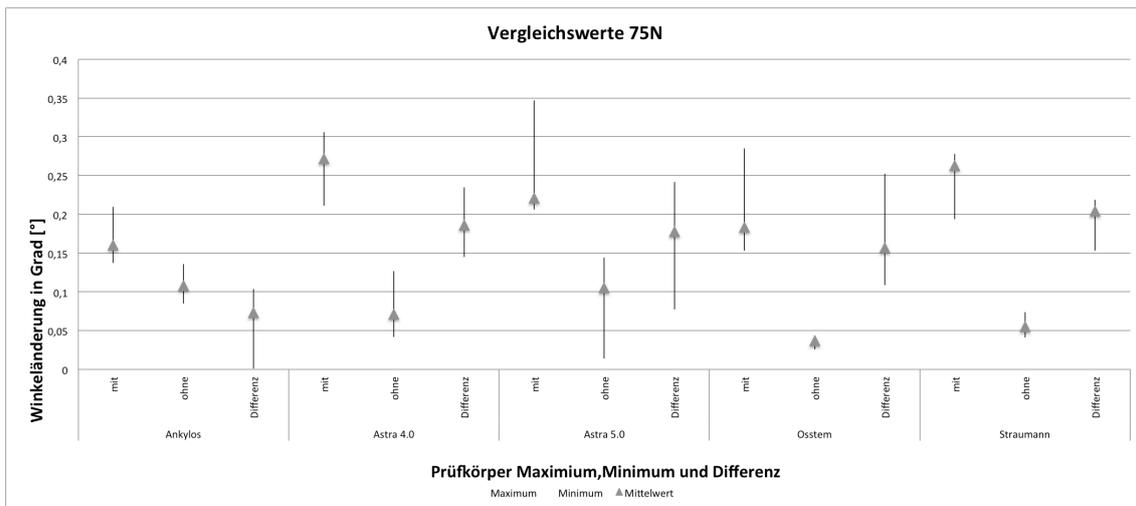


Abbildung 40: Vergleichswerte bei 75N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,21	0,136	0,104	0,306	0,127	0,235	0,347	0,144	0,242	0,285	0,044	0,252	0,278	0,074	0,219
Minimum	0,137	0,085	0,001	0,211	0,042	0,145	0,206	0,014	0,077	0,153	0,026	0,109	0,194	0,041	0,153
Mittelwert	0,16	0,108	0,073	0,272	0,071	0,186	0,221	0,105	0,178	0,183	0,037	0,157	0,263	0,055	0,204

Tabelle 14: Daten der Implantatsysteme bei 75N

Bei der Belastung mit 75N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,272^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei diesem System eine Winkeländerung von $0,037^\circ$ gemessen. Die größte mittelwertige Differenz wurde bei Straumann mit $0,204^\circ$ gemessen. Alle Werte sind sowohl Tabelle 14 als auch Abbildung 40 zu entnehmen.

6.4 100N

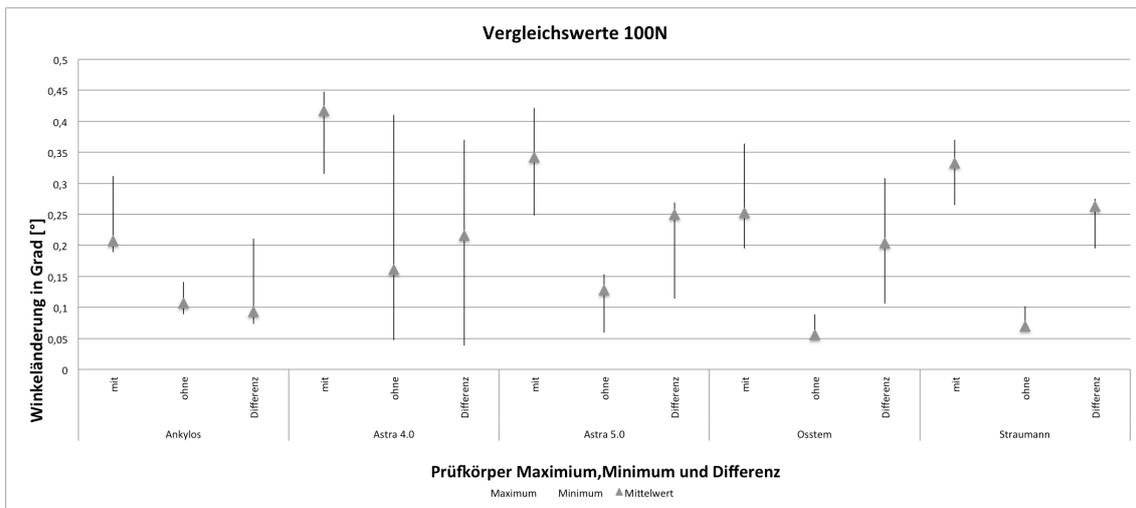


Abbildung 41: Vergleichswerte bei 100N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,312	0,141	0,211	0,448	0,41	0,37	0,422	0,153	0,269	0,364	0,089	0,308	0,37	0,102	0,275
Minimum	0,189	0,089	0,073	0,315	0,047	0,038	0,248	0,059	0,114	0,195	0,049	0,106	0,265	0,066	0,195
Mittelwert	0,208	0,108	0,0935	0,417	0,161	0,216	0,342	0,128	0,25	0,253	0,056	0,204	0,333	0,07	0,263

Tabelle 15: Daten der Implantatsysteme bei 100N

Bei der Belastung mit 100N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,417^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei diesem System eine Winkeländerung von $0,056^\circ$ gemessen. Die größte Differenz wurde bei Straumann mit $0,263^\circ$ gemessen. Alle Werte der Implantatsysteme bei der Belastung mit 100N sind sowohl Abbildung 41 als auch Tabelle 15 zu entnehmen.

6.5 125N

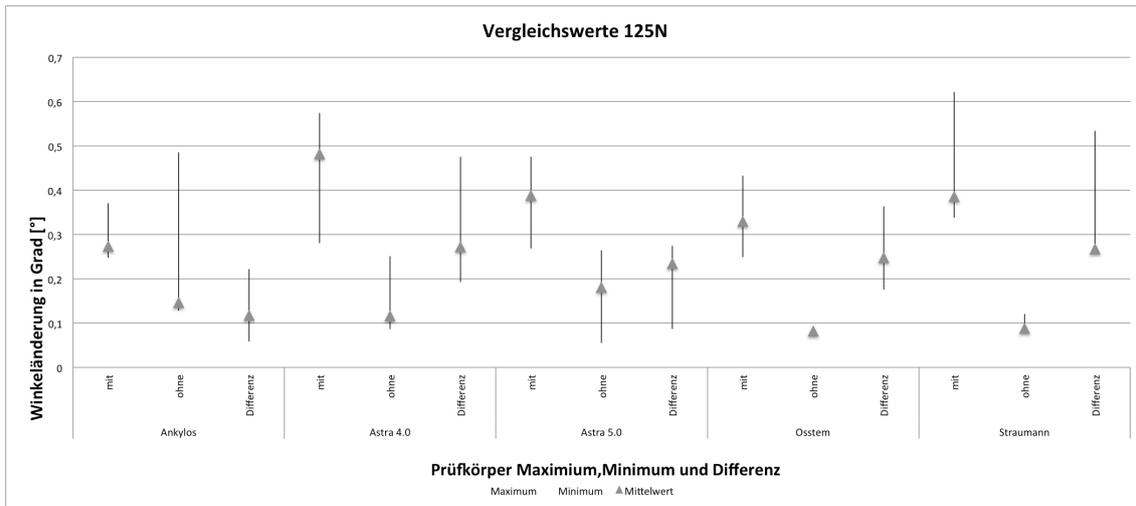


Abbildung 42: Vergleichswerte bei 125N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
Knochenabbau	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,371	0,485	0,222	0,574	0,251	0,476	0,475	0,264	0,274	0,433	0,091	0,363	0,622	0,121	0,534
Minimum	0,248	0,128	0,059	0,28	0,087	0,193	0,268	0,055	0,087	0,249	0,07	0,176	0,338	0,08	0,258
Mittelwert	0,273	0,147	0,117	0,482	0,116	0,272	0,388	0,181	0,234	0,329	0,082	0,247	0,385	0,088	0,267

Tabelle 16: Daten der Implantatsysteme bei 125N

Bei der Belastung mit 125N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,482^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei diesem System eine Winkeländerung von $0,082^\circ$ gemessen. Die größte Differenz wurde bei Astra 4.0 mit $0,272^\circ$ gemessen. Die Vergleichswerte der Implantatsysteme bei einer Belastung mit 125N sind grafisch in Abbildung 42 dargestellt. Alle Daten der Implantatsysteme sind Tabelle 16 zu entnehmen.

6.6 150N

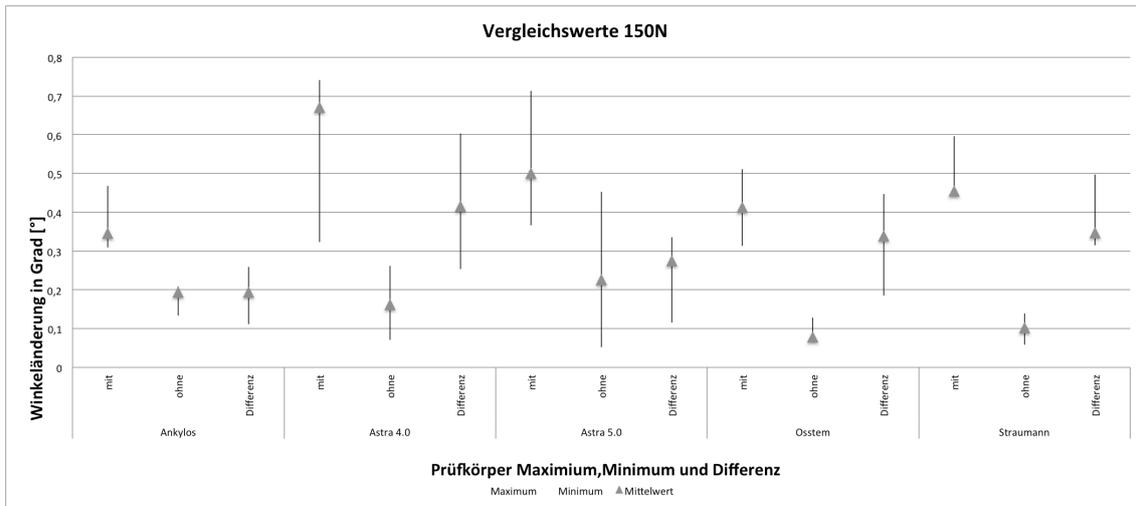


Abbildung 43: Vergleichswerte bei 150N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,468	0,209	0,259	0,742	0,262	0,604	0,714	0,453	0,336	0,512	0,128	0,448	0,596	0,14	0,498
Minimum	0,309	0,134	0,112	0,324	0,071	0,253	0,366	0,052	0,116	0,314	0,064	0,186	0,446	0,059	0,315
Mittelwert	0,345	0,194	0,193	0,67	0,161	0,415	0,501	0,226	0,275	0,413	0,078	0,339	0,455	0,102	0,347

Tabelle 17: Daten der Implantatsysteme bei 150N

Bei der Belastung mit 150N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,67^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde eine Winkeländerung von $0,078^\circ$ gemessen. Die größte Differenz wurde bei Astra 4.0 mit $0,415^\circ$ gemessen. Die Vergleichswerte der Implantatsysteme bei der Belastung mit 150N sind in Abbildung 43 grafisch dargestellt. Alle Daten der Implantatsysteme bei der Belastung mit 150 N sind Tabelle 17 zu entnehmen.

6.7 175N

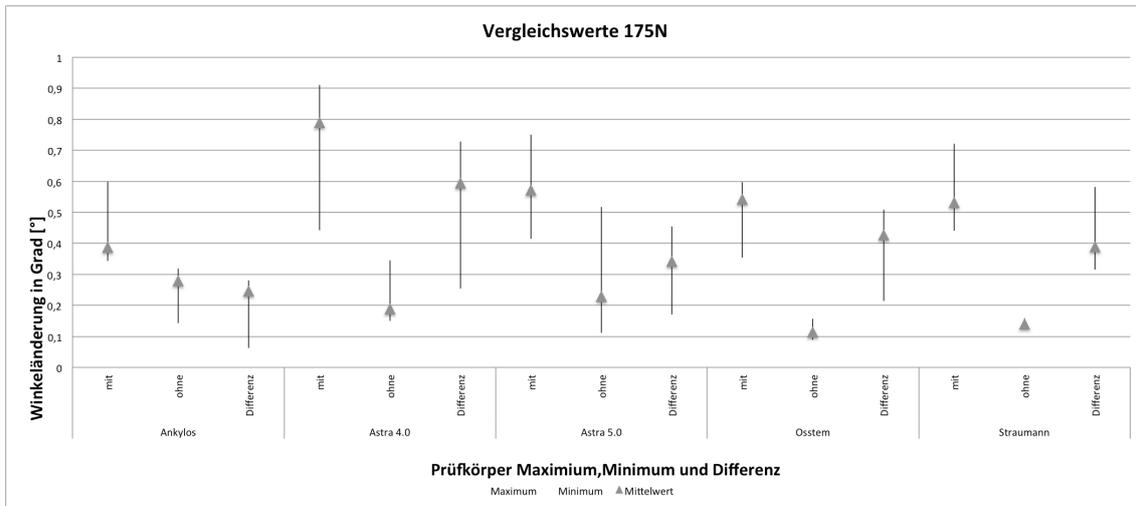


Abbildung 44: Vergleichswerte bei 175N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,599	0,319	0,28	0,912	0,345	0,729	0,751	0,518	0,455	0,598	0,156	0,509	0,721	0,159	0,582
Minimum	0,344	0,142	0,062	0,442	0,15	0,254	0,415	0,111	0,171	0,354	0,089	0,215	0,441	0,125	0,316
Mittelwert	0,387	0,278	0,245	0,789	0,188	0,594	0,572	0,229	0,341	0,541	0,113	0,427	0,532	0,139	0,388

Tabelle 18: Daten der Implantatsysteme bei 175N

Bei der Belastung mit 175N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von 0,789° mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei diesem System eine Winkeländerung von 0,113° gemessen. Die größte Differenz wurde bei Astra 4.0 mit 0,594° gemessen. Die Vergleichswerte der Implantatsysteme bei der Belastung mit 175N sind in Abbildung 44 grafisch dargestellt. Alle Daten der Implantatsysteme bei der Belastung mit 175 N sind Tabelle 18 zu entnehmen.

6.8 200N

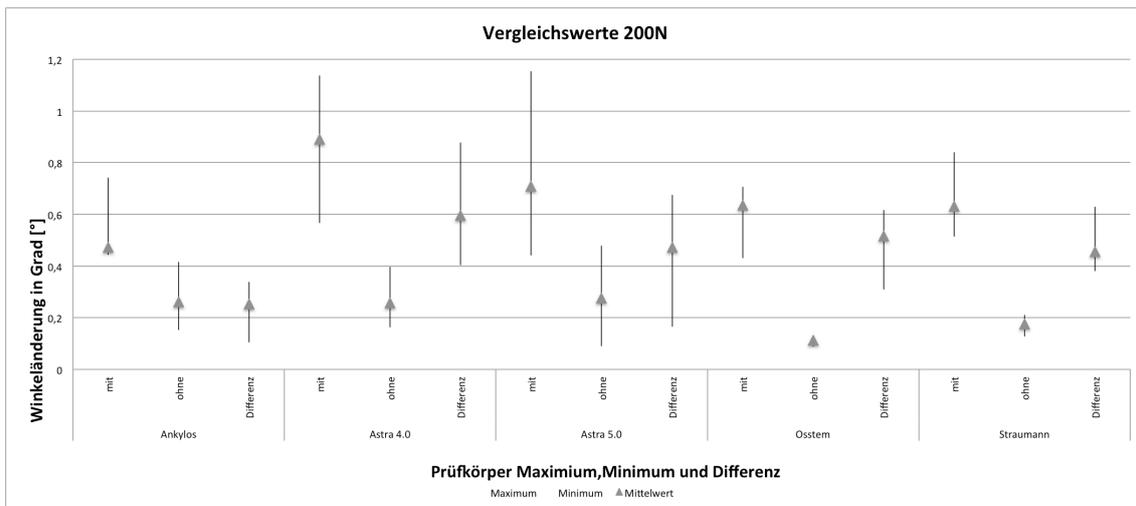


Abbildung 45: Vergleichswerte bei 200N

Belastungskraft	Ankylos			Astra 4.0			Astra 5.0			Osstem			Straumann		
Knochenabbau	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz	mit	ohne	Differenz
Maximum	0,743	0,415	0,339	1,137	0,397	0,879	1,154	0,479	0,675	0,706	0,121	0,617	0,841	0,212	0,629
Minimum	0,443	0,152	0,105	0,566	0,163	0,403	0,441	0,089	0,165	0,431	0,088	0,31	0,514	0,128	0,381
Mittelwert	0,472	0,261	0,252	0,891	0,258	0,596	0,709	0,276	0,472	0,636	0,112	0,516	0,632	0,176	0,456

Tabelle 19: Daten der Implantatsysteme bei 200N

Bei der Belastung mit 200N zeigt das System Astra 4.0 die größte mittelwertige Winkeländerung von $0,891^\circ$ mit simuliertem Knochenabbau. Den niedrigsten Mittelwert weist das System von Osstem auf. Ohne simulierten Knochenabbau wurde bei Osstem eine Winkeländerung von $0,112^\circ$ gemessen. Die größte Differenz wurde bei Astra 4.0 mit $0,596^\circ$ gemessen. Zu entnehmen sind diese Werte Tabelle 19, eine grafische Darstellung der Vergleichswerte bei 200N ist in Abbildung 45 zu sehen.

6.9 Zusammenfassung der Ergebnisse

Um die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können und kritisch zu betrachten, hat es sich angeboten, die einzelnen Kraftstufen zunächst einzeln zu analysieren. Hierbei wurde zur besseren Vergleichbarkeit der jeweilige Mittelwert aufgeführt.

Wird jede Kraftstufe von 25N bis 200N einzeln betrachtet, so ist jedes Mal jenes Implantat stärker elastisch verformt worden, welches mit simuliertem Knochenabbau eingebettet und belastet worden war. Die höchsten gemessenen

Verformungswerte ohne Knochenabbau lagen stets unter den höchsten Werten mit simuliertem Knochenabbau. Hingegen sind die niedrigsten Werte der elastischen Verformung stets ohne simulierten Knochenabbau gemessen worden.

Danach gilt es die einzelnen Implantatsysteme separat zu betrachten:

Auch hier hat es sich jeweils als nützlich erwiesen, jede einzelne Kraftstufe zu betrachten und die jeweilig größte mittlere elastische Verformung und die geringste mittlere Verformung herauszuarbeiten. Unabhängig von den einzelnen Systemen kann, wie erwartet, festgehalten werden, dass sich die elastische Verformung mit zunehmender Kraftstufe erhöht. Das gilt sowohl für die Verformung mit simuliertem Knochenabbau als auch für die elastische Verformung ohne simulierten Knochenabbau.

Was die ersten beiden Kraftstufen von 25N und 50 N betrifft, kann hinsichtlich der stärksten elastischen Verformung noch kein Muster bezogen auf die verwendeten Implantatsysteme erkannt werden.

Von 75N bis 200N liefert stets das System von Astra 4.0 die höchsten mittelwertigen Verformungswerte bei der Einbettung mit simuliertem Knochenabbau.

Bei der Einbettung ohne simulierten Knochenabbau zeigt das System von Ankylos bei 4 von 8 Belastungsstufen die größten mittelwertigen Verformungswerte (jeweils bei den Belastungsstufen von 25N, 75N, 125N und 175N). Die übrigen Belastungsstufen lassen kein eindeutiges Muster hinsichtlich der Implantatsysteme erkennen.

Werden die einzelnen Kraftstufen und die unterschiedlichen Systeme in Bezug auf die geringste elastische Verformung betrachtet, ist zu erkennen, dass in 7 von 8 Kraftstufen das System von Osstem jenes ist, welches sich am wenigsten stark elastisch verformt.

Den größten Mittelwert mit KA liefert Astra 4.0 mit $0,891^\circ$ bei 200N.

Den größten Mittelwert ohne KA liefert Ankylos mit $0,278^\circ$ bei 175N.

In Bezug auf die Differenz der Auslenkung wurde ebenfalls im Sinne der Vergleichbarkeit der Mittelwert bei vorhandenem und nicht vorhandenem Knochenabbau miteinander verglichen. Tabelle 20 zeigt die jeweils höchste Differenz in Bezug auf die jeweilige Kraftstufe. Zu sehen ist, dass sich mit Zunahme der Kraftstufe auch die Werte der Differenz erhöhen. Ebenfalls fällt auf, dass das System von Astra 4.0 fünf Mal die größte gemessene Differenz aufweist. Dieses System weist unter den getesteten Systemen die geringste Wandstärke auf.

25N	Astra 5.0	0,068°
50N	Astra 4.0+5.0	0,106°
75N	Straumann	0,204°
100N	Straumann	0,263°
125N	Astra 4.0	0,272°
150N	Astra 4.0	0,415°
175N	Astra 4.0	0,594°
200N	Astra 4.0	0,596°

Tabelle 20: Höchste Differenz je Kraftstufe

Tabelle 21 zeigt die jeweils niedrigste Differenz bei der jeweiligen Kraftstufe. Eindeutig ist zu erkennen, dass Ankylos jeweils die niedrigste Differenz bei allen gemessenen Kraftstufen aufweist. Hierbei ist festzuhalten, dass das Ankylos Implantat-System von allen getesteten mit 1,0mm die dickste Implantatstärke an der Implantatschulter aufweist, welche zusätzlich nicht von Mikrogewinden geschwächt ist.

25N	Ankylos	0,033°
50N	Ankylos	0,043°
75N	Ankylos	0,073°
100N	Ankylos	0,0935°
125N	Ankylos	0,117°
150N	Ankylos	0,193°
175N	Ankylos	0,245°
200N	Ankylos	0,252°

Tabelle 21: Niedrigste Differenz je Kraftstufe

6.10 Statistische Auswertung

Es werden üblicherweise Erwartungswerte für eine statistische Auswertung einer Untersuchung benötigt. Diese Erwartungswerte existieren für diese Untersuchung nicht, da diese hier vorliegende Arbeit als Pilotstudie auf diesem Gebiet anzusehen ist. Aus diesem Grund wurden neben der Darstellung der

Minimalwerte, Maximalwerte und Mittelwerte keine weitere statistische Auswertung durchgeführt. Die hier ermittelten Werte können für zukünftige Untersuchungen als Basis für Erwartungswerte herangezogen werden.

7 Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden die elastischen Verformungen von fünf verschiedenen Implantatsystemen mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung unterschiedlicher Hersteller untersucht. Die elastische Verformung wurde jeweils ohne simulierten Knochenabbau und mit simuliertem Knochenabbau von 3mm gemessen und miteinander verglichen. Die Implantate wurden jeweils mit 8 Kraftzyklen 25N bis 200N beaufschlagt, welche sich pro Zyklus um 25N steigerten.

Es wurde vor Beginn der Untersuchung erwartet, dass sich Unterschiede in der elastischen Verformung hinsichtlich der einzelnen Kraftstufen zeigen, d.h. dass sich mit steigender Kraftstufe auch die elastische Verformung erhöhen sollte. Vermutet wurde zudem, dass sich die elastische Verformung der Implantate bei den Versuchen mit Knochenabbau stärker sein würde als die elastische Verformung ohne Knochenabbau.

7.1 Material und Methode

Im Folgenden werden die Abläufe während der Herstellung der Prüfkörper bis hin zur Erfassung und Darstellung der Ergebnisse kritisch betrachtet.

7.1.1 Implantate

Es wurden jeweils fünf Titan-Implantate von fünf unterschiedlichen Implantatherstellern untersucht. Alle Implantatsysteme verfügen über eine konische Implantat-Abutment-Verbindung. Bezüglich der Vergleichbarkeit ähneln sich die Implantatsysteme in Länge und Durchmesser. Die Länge der Implantate bewegt sich zwischen 11 bis 13mm. Der Durchmesser der getesteten Implantate variiert von 4mm (Astra 4.0), 4,1mm (Straumann) über 4,5mm (Ankylos und Osstem) bis hin zu 5mm (Astra 5.0). Zu diskutieren ist, ob die Unterschiede in Länge und Durchmesser, sowie das unterschiedliche Gewindedesign der Implantate Auswirkungen auf die Ergebnisse haben könnten. Andererseits kann so ein Rückschluss gewonnen werden, ob kleinere oder größere Durchmesser

und Längen einen Einfluss auf die elastische Verformung dentaler Implantate haben können.

In der Literatur finden sich nur wenige Untersuchungen, welche auf ähnliche Weise wie in dieser Arbeit Implantatsysteme auf ihre elastische Verformung untersuchen und miteinander vergleichen. Kessler untersuchte Mikrobewegungen dentaler Implantate in künstlichen Polyurethanblöcken. In der Studie wurde jedoch nur ein Implantatsystem untersucht, bei unterschiedlicher Dichte der Kunststoffblöcke. Die Studie hatte als Ziel, Mikrobewegungen im Bezug zur Knochenqualität zu überprüfen¹⁷⁰. Der Vorteil der vorliegenden Studie ist die exakte Vergleichbarkeit der Implantatsysteme aufgrund des konstant gleichen Kunststoffes je Implantatsystem. Die Auswirkungen von dynamischer Lasteinleitung auf 8 Implantatsysteme wurde ebenfalls hinreichend durch Zipprich et. al. untersucht. In dieser Studie lag jedoch der Fokus auf der Darstellung des Mikropaltes in der Implantat-Abutment-Verbindung¹¹. Es finden sich keine Veröffentlichungen, welche Implantatverformungen hinsichtlich ihrer Einbetttiefe untersuchen und miteinander vergleichen.

7.1.2 Herstellung der Prüfkörper

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, in denen Implantate in polymerisierten Kunststoff eingebettet worden sind, um eine Materialbelastungsprüfung durchführen zu können. Somit erscheint diese Art der Prüfkörperherstellung als erprobt^{30,158}. Die mechanischen Eigenschaften des Knochens sollten durch die Materialeigenschaften des Kunststoffes möglichst exakt simuliert werden können¹⁷¹. Ähnliche Methoden finden sich zudem in den Arbeiten von Culjak und Bergem^{172,173}.

Bei der Herstellung der Prüfkörper gelang es aufgrund der Konstruktion der Einbettzylinder, Implantate mit simuliertem Knochenabbau und ohne simulierten Knochenabbau reproduzierbar vorzubereiten. Einige Arbeiten nutzen einen ähnlichen Aufbau zur Einbettung der Implantate, jedoch keine Zylinderform sondern Quaderform^{158,173-175}. Als großer Vorteil der Zylinderform stellte sich heraus, dass die Prüfkörper so auch noch in der Versuchsanordnung rotierend und in der Höhe relativ zum Abstandslaser verstellt werden konnten. Die Laser zur Abstandsmessung waren in diesem Versuchsaufbau statisch befestigt. Culjak nutzte einen etwas abweichenden Aufbau für seine Untersuchungen. Dort

war der Prüfkörper statisch befestigt und die Messsensoren waren beweglich¹⁷³. Aus Platzgründen war ein ähnlicher Versuchsaufbau für diese Untersuchung nicht möglich. Die nachträgliche Justierbarkeit der Prüfkörper lässt jedoch eine Empfehlung für weitere derartige Versuchsaufbauten aussprechen.

PFTE als Material für die Einbettzylinder erlaubt eine mehrmalige Verwendung ohne Beschädigung des Zylinders oder des Implantates. Ein weiterer Vorteil ist ebenso, dass für alle Implantatsysteme die gleichen Einbettzylinder genutzt werden konnten. Zur Einbettung der Prüfkörper diente Polyester-Gießharz Viapal UP 223 85 (Firma Behnke) vom Typ 1110 nach DIN 16946 mit einem E-Modul von 3500 N/mm² (Biegeversuch nach DIN 53457). Vorteil dieses Harzes ist die Ähnlichkeit des E-Moduls mit menschlichem Knochen. Ein Nachteil wurde während der Herstellung der Prüfkörper und Versuchsdurchführung ersichtlich. So zeigte sich, dass das Gießharz bei hoher Belastung und gleichzeitig zu fester oder lockerer Fixierung im Kausimulator bruchgefährdet war, da es sehr spröde ist. In ähnlichen Versuchsaufbauten anderer Arbeiten wurde ein anderes Gießharz der Firma Heraeus-Kulzer verwendet^{174,175}. Technovit 4004 weist ein E-Modul von 2000-2300 N/mm auf¹⁵⁸. Da das E-Modul des hier verwendeten Harzes jedoch dem menschlichen Knochen ähnlicher ist und daher die Versuche realitätsgetreuer sein dürften, überwiegen die Vorteile von Viapal UP223 85 zu Technovit 4004. Jedoch ist zu empfehlen, in folgenden Untersuchungen, aufgrund der spröden Eigenschaft, andere Harze mit ähnlichem E-Modul wie Knochen zu testen.

Der Aufbau der Klebevorrichtung erlaubt es, alle hier untersuchten Implantatsysteme auf die gleiche Art und Weise für den Versuchsaufbau vorzubereiten. Somit war eine Vergleichbarkeit der Versuchsdurchführung gesichert. Die Nuten der Klebevorrichtung ermöglichen eine präzise Positionierung der Reflektorplättchen.

Das Kleben der Stäbe und die Fixierung der Plättchen mit Flow stellte sich im Nachhinein als schwierig heraus. Zum einen war es sehr kompliziert, die Stäbe nur mit dem Implantat und nicht mit dem Gießharzzylinder zu verbinden, zum anderen war der Halt der Reflektorplättchen an den Stäben oft nicht für eventuelle Versuchswiederholungen ausreichend. Hier gibt es sicherlich noch das größte Optimierungspotenzial.

Nach Entnahme des Prüfkörpers wurde die Kugel für den Belastungsversuch auf das Abutment geschraubt. Hierbei war zu beachten, dass jede Kugel in exakt gleichem Abstand zur Oberkante des Gussharzzylinders aufgeschraubt wurde. Dies wurde mit einem Messschieber kontrolliert. Somit konnte die Belastungsgeometrie sehr einheitlich gehalten werden, was wiederum zu exakt vergleichbaren Ergebnissen führt.

7.1.3 Vorbereitung zur Messung

Beim Einspannen des Prüfkörpers in den Kausimulator musste mit äußerster Vorsicht vorgegangen werden, damit sich weder die Stäbe noch die Reflektorplättchen lösten. Kritisch zu sehen ist sicherlich das sehr bruch- und fehleranfällige Ankleben der Stäbe und der Reflektoren. Die Herstellung der Prüfkörper und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bedurfte einer Vielzahl von Anläufen und zwischenzeitlichen Optimierungen. Positiv zu bewerten ist, dass durch die im Vorfeld durchgeführte Vorbereitung aller Implantate ein schneller Messzyklus aller Implantatsysteme durchzuführen war.

7.1.4 Versuchsdurchführung

Während der Durchführung der Belastungszyklen wurde stets kontrolliert, dass sich weder der Gussharzzylinder noch die Stäbe oder Reflektoren lösten. Hierbei konnte ein fehlerfreier Ablauf mit funktionierender Ansteuerung der Lasersensoren beobachtet werden.

7.2 Ergebnisse

Da in der Literatur keine vergleichbaren Untersuchungen zu finden sind, welche die elastische Verformung dentaler Implantate in derartiger Form analysieren, kann sich die Diskussion lediglich auf die Ergebnisse dieser Arbeit beziehen.

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass beide Hypothesen bestätigt werden konnten. Es zeigten sich sowohl Implantatsystem-abhängige elastische Verformungen der Implantatwand als auch bei allen Systemen geringere elastische Verformungen ohne simulierten Knochenabbau.

In Tabelle 22 sind unter anderem die Implantatwandstärken der einzelnen Implantatsysteme aufgeführt. Alle Daten, bis auf die Länge der Kraftübertragung, wurden eigens vermessen. In der Tabelle sind die Durchmesser der Implantate

sowie der Abutments aufgeführt. Ebenso die Phasenhöhe und der Phasendurchmesser. Aufgrund der Phasen ergeben sich zwei Werte für die Implantatwandstärken (Minimum und Maximum). So sieht man, dass das System von Ankylos nur einen Wert für die Wandstärke aufweist, da dieses Implantatsystem an der Implantatschulter keine Phase aufweist. Die Daten der Kraftübertragungslängen wurde der Arbeit von Zipprich et. al aus dem Jahr 2018 übernommen¹⁷⁶.

Bezüglich der ersten Hypothese ist zu sagen, dass sich jedes getestete Implantatsystem unterschiedlich stark elastisch verformt. Da alle Implantatsysteme unterschiedliche Geometrien aufweisen, kann die erste Hypothese bestätigt werden. Es zeigte sich, dass sich das Implantatsystem mit der geringsten Wandstärke und dem geringsten Durchmesser (Astra 4.0: 0,125-0,575mm, 4,0 mm, siehe Tabelle 5) ohne simulierten Knochenabbau bei 200N am stärksten elastisch verformt und das System mit der dicksten Wandstärke (Ankylos: konstant 1,0mm, siehe Tabelle 5) am wenigsten stark. Wie Tabelle 5 zu entnehmen ist, besitzt das Implantatsystem von Astra 5.0 die gleiche Wandstärke wie Astra 4.0, verformt sich aber weniger stark. Dies könnte in dem größeren Implantatdurchmesser begründet sein. Dies wäre auch eine Erklärung dafür, dass das Implantatsystem der Firma Osstem mit gleich großen maximalen Wandstärke, aber einem Implantatdurchmesser von 4,5mm ebenfalls eine niedrigere Verformung aufweist als das Astra 4.0. Hieraus geht hervor, dass mehrere Bestandteile der Implantatgeometrie wie z.B. die Wandstärke oder die Kraftübertragungslänge einen Einfluss auf die elastische Verformung haben könnten. Ein weiterer Faktor wird in der Kraftübertragungslänge liegen. Diese ist zwar bei dem BoneLevel Implantat der Firma Straumann am niedrigsten, aber bei diesem Implantatsystem wird die Kraftübertragung zusätzlich durch einen tief in das Implantatinnere eingreifenden Tube unterstützt.

Implantatwandstärken & Kraftübertragungslängen									
Hersteller	System	Implantat \varnothing [mm]	Abutment \varnothing [mm]	Phasen \varnothing [mm]	Phasen- höhe [mm]	Wand- stärke (min) [mm]	Wand- stärke (max) [mm]	Kraft- Über- tragungs- länge [mm]	El. Verformung mit simulierten Knochenabbau bei 200N [°]
Astratech	TX 4,0	4	2,85	3,1	0,3	0,125	0,575	1,26	0,891
Astratech	TX 5,0	5	3,85	4,1	0,45	0,125	0,575	2,31	0,709
Dentsply Implants	Ankylos B	4,5	2,5	4,5	0	1	1	2,17	0,472
Osstem	GS-II	4,5	3,35	4	0,2	0,325	0,575	1,24	0,636
Straumann	Bone-Level	4,1	3,3	3,7	0,2	0,2	0,4	0,72	0,636

Tabelle 22: Implantatwandstärken, Kraftübertragungslängen und elastische Verformung bei 200N mit KA (aus Zipprich, 2018¹⁷⁶)

Es kann hier nicht erörtert werden, welche Designmerkmale den größten Einfluss auf die elastische Verformung haben. Es kann lediglich gesagt werden, dass es deutliche Unterschiede zwischen den untersuchten Implantatsystemen gibt und dass diese im Implantat-Design begründet liegen. Ob ein Einfluss auf den Knochenabbau vorhanden ist und wenn ja, wie stark dieser ist, sollte Gegenstand klinischer Studien sein.

Auch kann die zweite aufgestellte Hypothese bestätigt werden. Unabhängig vom verwendeten Implantatsystem konnte gezeigt werden, dass sich die untersuchten Implantate unter Belastung, eingebettet ohne simulierten Knochenabbau, weniger stark elastisch verformen als Implantate, welche mit simuliertem Knochenabbau belastet worden sind. Hieraus lässt sich schließen, dass bei jedem der untersuchten Implantatsysteme die umliegende Einbettung bzw. in situ der umliegende Knochen der Implantatschulter die elastische Verformung verringert. Somit wird er stärker belastet als ein Implantatkörper, welcher völlig starr wäre.

Es wird deutlich, dass eine Vielzahl an Implantat-Design-Merkmalen einen Einfluss auf die elastische Verformung der Implantatwand haben können. So unterscheiden sich die Implantate unter anderem in:

- der Wandstärke
- der Gewindetiefe
- dem Konuswinkel
- der wirksamen Konuslänge
- der schraubenvorspannungsbedingten Einpresskraft des Abutments in das Implantat

- apikale Abstützung des Abutments im Implantat
- etc.

Diese Faktoren haben möglicherweise Einfluss auf die elastische Verformung. Dies müssen weitere Untersuchungen klären, welche im Rahmen von Finite-Elemente-Untersuchungen stattfinden sollten.

Aus der elastischen Verformungsdifferenz mit bzw. ohne Knochenabbau kann geschlossen werden, dass der Grad dieser Verformung einen Einfluss auf die mechanische Belastung des periimplantären Hartgewebes an der Implantatschulter aufweist. Wie hoch diese Belastung ist und welche Konsequenzen daraus auf einen möglichen Knochenabbau abzuleiten sind, kann aus dieser Untersuchung nicht abgeleitet werden. Es wäre sehr interessant zu untersuchen, ob sich bei anderen Verbindungskonzepten wie z.B. Stoßverbindungen ähnliche oder andere elastische Verformungen ergeben.

8 Klinischer Aspekt

Der klinische Impact dieser Untersuchung kann nur abgeschätzt werden. Es handelt es sich um eine reine in-vitro Untersuchung.

Eine mögliche Konsequenz der Untersuchungen für die Praxis kann in Bezug auf das Verhältnis von Wandstärke und elastischer Verformung gezogen werden. So könnte für die Praxis empfohlen werden, in stark belasteten Bereichen Implantatsysteme zu wählen, welche eine eher dicke Wandstärke aufweisen. Solche stark belasteten Bereiche finden sich zum Beispiel in der Molarenregion, im Eckzahnbereich oder auch bei prothetischen Versorgungen wie z.B. implantatgetragene Teleskoparbeiten.

Ob und inwiefern Implantate mit stärkeren Wandungen generell signifikante Vor- oder auch Nachteile gegenüber dünnwandigeren Implantaten haben, sollte Bestandteil weiterer Studien sein.

9 Zusammenfassung

Die Zunahme von dentalen Implantationen führt zu einem stetigen Anstieg von Behandlungserfolgen, aber auch, absolut gesehen, zu einem Anstieg von Misserfolgen. Daher werden neben Untersuchungen zur optimierten Einheilung, optimierten Behandlungsprotokollen und Untersuchungen der Langzeitstabilität von implantologischen Versorgungen immer häufiger biomechanische Details untersucht. Die Belastung dentaler Implantate und ihrer Komponenten sowie die umliegenden Bereiche sind Gegenstand zahlreicher Studien.

Die vorliegende Arbeit soll weitere Erkenntnisse hinsichtlich der Belastung dentaler Implantate und deren Auswirkung auf das periimplantäre Weichgewebe liefern. In dieser Untersuchung wird die elastische Verformung dentaler Implantate mit konischer IAV in Abhängigkeit des über die Einbetttiefe simulierten Knochenabbaus untersucht.

Wie mehrere Studien zeigen, kann es bei einer Überlastung des Knochens zu einem Knochenabbau kommen^{11,99,100}. So ist eine elastische Verformung der Implantatschulter bedingt durch extraaxiale Belastungen denkbar. Je stärker diese elastische Verformung ist, desto größer ist folglich auch die mechanische Belastung auf den zervikalen Knochen. In dieser Studie wurden die elastischen Verformungen der Implantatwandungen verschiedener Implantatsysteme gemessen.

Die erste Hypothese bezieht sich darauf, dass abhängig vom Implantatdesign auch die elastische Verformung der Implantatwand unterschiedlich stark ausfällt. Die zweite untersuchte Hypothese ist, dass bei einer Reduzierung der elastischen Verformung durch die größere Einbetttiefe der umliegende Knochen/Kunststoff diese Belastungen aufnimmt und nicht gleichmäßig über seine gesamte Länge in den Knochen/Kunststoff leitet. In dem Zusammenhang wird vom sogenannten Stützeffekt gesprochen.

In der vorliegenden Arbeit wurden 5 Implantatsysteme (jeweils 5 Prüfkörper) auf ihre belastungsbedingte elastische Verformung hin untersucht. Die konischen IAV der Implantatsysteme Astra 4.0 und Astra 5.0, Ankylos, Osstem und Straumann wurden jeweils mit und ohne simulierten Knochenabbau von 3mm getestet. Die Belastung der einzelnen Prüfkörper wurde in 25N-Schritten in 8

Kraftstufen von 25N bis 200N gesteigert, die Krafteinwirkung erfolgte extraaxial im Winkel von 90°.

Bei isolierter Betrachtung der Kraftstufe steigerte sich die elastische Verformung der einzelnen Implantate sowohl bei simuliertem KA als auch ohne simulierten KA. Dabei wurde jedes Mal das Implantat stärker elastisch verformt, welches mit simuliertem KA eingebettet war. Die höchsten gemessenen Werte ohne KA lagen stets unter den höchsten Werten mit KA. Die niedrigsten Werte waren stets bei Belastungsversuchen ohne simulierten KA zu finden. Hierdurch konnte die zweite Hypothese bestätigt werden.

Wird jedes Implantatsystem einzeln betrachtet, so konnten folgende Erkenntnisse gewonnen werden. Von 75N bis 200N liefert stets Astra 4.0 die höchsten mittelwertigen Verformungswerte mit simuliertem KA. Ohne KA zeigt Ankylos bei 4 von 8 Kraftstufen (25N, 75N, 125N und 175N) die höchsten Werte. Zuletzt wurde die jeweils höchste und niedrigste Differenz der Auslenkung in Bezug auf den Mittelwert bei vorhandenem und nicht vorhandenem KA miteinander verglichen. Festzuhalten ist, dass sich mit Zunahme der Kraftstufe auch die Werte der Differenz erhöhen. Das System von Astra 4.0 zeigt bei 5 von 8 Kraftstufen die größte Differenz. Ankylos weist in allen Kraftstufen die jeweils niedrigste Differenz auf. Hierdurch konnte auch die erste Hypothese bestätigt werden.

Es zeigte sich zum einen, dass die Implantatgeometrie Einfluss auf die elastische Verformbarkeit unter Kaubelastung haben kann. So verformte sich mit dem Implantatsystem Astra 4.0 das System am stärksten, welches die dünnste Wandstärke und den geringsten Durchmesser der getesteten Systeme aufweist (0,125-0,575mm; Tabelle 5). Zwar weist das System von Astra 5.0 die gleiche Wandstärke auf, jedoch scheint hier der größere Durchmesser einen Einfluss auf die elastische Verformung haben. Dies belegt, dass viele Faktoren der Implantatgeometrie einen Einfluss auf die Verformungseigenschaften haben können. Gleichzeitig zeigen die Versuche, dass Ankylos sich am wenigsten stark elastisch verformen lässt. Dieses System weist die dickste Wandung der getesteten Implantatsysteme auf (Wandstärke 1mm, siehe Tabelle 5).

Ebenso konnte bestätigt werden, dass sich Implantate stärker verformen, wenn ein simulierter Knochenabbau vorliegt. Alle getesteten Implantatsysteme zeigten durchweg eine geringere elastische Verformung, wenn kein simulierter Knochenabbau vorliegt.

Als klinischen Aspekt dieser Studie kann empfohlen werden, Implantate mit dickerer Wandstärke in stärker belasteten Bereichen zu wählen, wie zum Beispiel im Eckzahn- oder Molarenbereich sowie bei prothetischen Versorgungen wie z.B. implantatgetragenen Teleskoparbeiten.

10 Summary

The rising number of dental implantations results in a constant increase in the number of successful treatments, but also, in absolute terms, to an increasing number of failures. For this reason, in addition to studies on optimizing osseointegration, studies on optimizing treatment protocols and studies of the long-term stability of implants, biomechanical details are increasingly being subjected to study. The load on dental implants and their components and the state of surrounding areas are the object of numerous studies.

The present study is intended to provide further findings with regard to the load on dental implants and their effects on the peri-implant soft tissue. In this study, the elastic deformation of dental implants with a conical IAC is examined with regard to bone loss simulated along the embedding depth.

As several studies have shown, bone loss can occur when the bone is overloaded^{11,99,100}. Thus, an elastic deformation of the implant shoulder due to extra-axial load is conceivable. The more pronounced this elastic deformation is, the larger is the mechanical load on the cervical bone. In this study, the elastic deformations of the implant wall of various implant systems were measured.

The first hypothesis conjectures that depending on implant design the degree of elastic deformation of the implant wall will vary. The second hypothesis examined is that in case of a reduction of elastic deformation due to a greater depth of insertion, the surrounding bone or epoxy resin matrices will absorb the loads and will not transmit them to the bone or epoxy resin matrices uniformly over its entire length. This can be called a supporting effect.

In the present study, 5 implant systems (represented by 5 test specimens each) were examined with respect to their load-related elastic deformation. The conical IACs of the implant systems Astra 4.0 and Astra 5.0, Ankylos, Osstem and Straumann were tested with and without a simulated bone loss of 3 mm. The load on the individual specimens was increased in 8 steps of 25 N each from 25 N to 200 N; the force was applied off axis at an angle of 90°.

When the force levels are observed in isolation, the elastic deformation of the individual implants increased both in case of simulated bone loss and without simulation. In each case, the elastic deformation of the implant that was inserted with simulated bone loss was more pronounced. The highest measured values without bone loss were always below the highest values with bone loss. The lowest values were always detected in load tests without simulated bone loss. This corroborated the second hypothesis.

Viewing each implant system in isolation, the following results were found. From 75 N to 200 N, Astra 4.0 has the highest average deformation values with simulated bone loss. Without bone loss, Ankylos has the highest values at 4 of the 8 force levels (25 N, 75 N, 125 N and 175 N).

Finally, the highest and lowest difference in average deflection with and without bone loss were compared. In summary, it can be said that with increasing force levels, the differences also increase. The Astra 4.0 system has the highest difference at 5 of the 8 force levels. At all force levels, Ankylos had the lowest difference. This corroborates the first hypothesis.

On the one hand, it was shown that the implant geometry can have an effect on the elastic deformability under masticatory load. Thus, the implant system Astra 4.0, which has the thinnest wall and the smallest diameter (0.125–0.575 mm; see table 5), displayed the highest deformation. Although the Astra 5.0 system has the same wall thickness, it seems that the larger diameter has an influence on the elastic deformation. This goes to show that several factors of implant geometry can have an influence on deformation properties. At the same time, the tests show that Ankylos is least susceptible to elastic deformation. This system has the thickest wall of all the tested implant systems (wall thickness 1 mm, see table 5).

It could also be confirmed that implants are more strongly deformed in cases of simulated bone loss. All of the tested implant systems displayed a reduced elastic deformation when there is no simulated bone loss.

As a clinical conclusion of this study, it is recommended to use implants with thicker walls in areas sustaining higher load such as the canine and molar regions and in prosthetic treatments such as implant-supported telescopic prosthesis.

11 Literaturverzeichnis

1. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.
2. Linkow LI. The blade vent--a new dimension in endosseous implantology. *Dent Concepts.* 1968;11(2):3-12.
3. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
4. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537-552.
5. Lundqvist S, Carlsson GE. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50(2):262-270.
6. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent.* 1986;55(2):243-247.
7. Neukam FW. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGI: Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlagern. *BDIZ konkret.* 2001:26-27.
8. Levin L, Sadet P, Grossmann Y. A retrospective evaluation of 1,387 single-tooth implants: a 6-year follow-up. *J Periodontol.* 2006;77(12):2080-2083.
9. Di Stefano DA, Arosio P, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Correlation between Implant Geometry, Bone Density, and the Insertion Torque/Depth Integral: A Study on Bovine Ribs. *Dent J (Basel).* 2019;7(1):10-12
10. Mosavar A, Ziaei A, Kadkhodaei M. The effect of implant thread design on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration conditions: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(6):1317-1326.
11. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen an Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie.* 2007;15:31-46.
12. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. [Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study]. *Z Stomatol.* 1989;86(4):207-216.
13. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(6):540-549.
14. Wirth AJ, Muller R, van Lenthe GH. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *J Biomech.* 2012;45(6):1060-1067.
15. Rudy RJ, Levi PA, Bonacci FJ, Weisgold AS, Engler-Hamm D. Intraosseous anchorage of dental prostheses: an early 20th century contribution. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(4):220-222, 224, 226-228 passim.
16. Bahat O. Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):646-653.
17. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):450-455.
18. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: a 10-year life table analysis of 468 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):826-834.
19. Ostman PO. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontol 2000.* 2008;47:90-112.

20. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*. 2004;75(9):1262-1268.
21. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(4):560-566.
22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. [Intraosseous implants]. *Odontostomatol Implantoprotesi*. 1980(1):24-25.
23. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:33-58.
24. 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(6):387-416.
25. Albrektsson T, Chrcanovic B, Ostman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):41-50.
26. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand*. 1987;58(5):567-577.
27. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Branemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*. 1986;57(4):285-289.
28. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):7-21.
29. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
30. 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(6):875-881.
31. Wagner W, Al Nawas B. *Implantmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht*. Vol PDZ Implantologie: Elsevier GmbH München; 2004.
32. Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):320-336.
33. Meulen P, Linden W, Eeden R. Optimal restoration of dental esthetics and function with advanced implant-supported prostheses: a clinical report. *J Prosthodont*. 2012;21(5):393-399.
34. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):537-543.
35. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):560-569.
36. 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(6):640-647.
37. Graber G. [Prosthetic bridge care in patients with endosseous implants. Cooperation between the surgeon and the prosthetist]. *Swiss Dent*. 1985;6(4):31-34.
38. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*. 2001;10 Suppl 2:S96-101.
39. Adell R, Hansson BO, Branemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1970;4(1):19-34.

40. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. [Experimental studies on intra-osseous anchorage of dental prosthesis]. *Arsb Goteb Tandlak Sallsk.* 1970;1:9-25.
41. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9(1):15-25.
42. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-170.
43. Davies JE, Baldan N. Scanning electron microscopy of the bone-bioactive implant interface. *J Biomed Mater Res.* 1997;36(4):429-440.
44. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):251-262.
45. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000.* 1998;17:22-35.
46. Davies JE. In vitro modeling of the bone/implant interface. *Anat Rec.* 1996;245(2):426-445.
47. Vladimirov BS, Dimitrov SA. Growth factors--importance and possibilities for enhancement of the healing process in bone fractures. *Folia Med (Plovdiv).* 2004;46(2):11-17.
48. Lindhe JK, T. Lang, N. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. *Blackwell Munsgaard.* 2003.
49. Boyan BD, Lossdorfer S, Wang L, et al. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. *Eur Cell Mater.* 2003;6:22-27.
50. Grössner-Schreiber B TH. Implantatdesign-Form- und Oberflächengestaltung enossaler Implantate. *Implantologie* 2004;12:217-227.
51. BPI. Biologisch Physikalische Implantate; Produktkatalog. . <http://wwwbpi-implants.com/produkte/bpi-katalogpdf>. 2009.
52. Hopp M. Materialien und technische Konstruktionsformen und ihre Bedeutung in der Implantatprothetik. *Die Quintessenz der Zahntechnik.* 2003;29:1454-1466.
53. Salinas TJ. Anti-rotational features for osseointegrated implants. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001;13(5):352-361.
54. 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(6):865-872.
55. 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(4):290-298.
56. 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(5):567-571.
57. Wolff J. The classic: on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. 1870. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(4):1056-1065.
58. Gomez-Roman G. Influence of flap design on peri-implant interproximal crestal bone loss around single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(1):61-67.
59. Shimpuku H, Nosaka Y, Kawamura T, Tachi Y, Shinohara M, Ohura K. Bone morphogenetic protein-4 gene polymorphism and early marginal bone loss around endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):500-504.
60. Vohra F, Al-Kheraif AA, Almas K, Javed F. Comparison of crestal bone loss around dental implants placed in healed sites using flapped and flapless techniques: a systematic review. *J Periodontol.* 2015;86(2):185-191.

61. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1988;59(1):59-63.
62. Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal periimplant bone loss in edentulous patients. *Int J Prosthodont*. 2000;13(4):295-302.
63. Lago L, da Silva L, Gude F, Rilo B. Bone and Soft Tissue Response in Bone-Level Implants Restored with Platform Switching: A 5-Year Clinical Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):919-926.
64. Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2007;34(12):1089-1096.
65. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):581-584.
66. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008;79(11):2166-2172.
67. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(2):212-219.
68. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;44(1):4-7.
69. Adell R, Lekholm U, Branemark PI, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:175-181.
70. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1972;9:1-80.
71. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*. 1972;54(2):297-308.
72. Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech*. 1968;1(4):323-329.
73. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*. 1982;11(2):115-121.
74. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101-107.
75. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984;42(11):705-711.
76. Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(7):797-802.
77. Korsch M, Robra BP, Walther W. Predictors of excess cement and tissue response to fixed implant-supported dentures after cementation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 1:e45-53.
78. Penarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(6):861-867.
79. Royhman D, Dominguez-Benetton X, Yuan JC, et al. The Role of Nicotine in the Corrosive Behavior of a Ti-6Al-4V Dental Implant. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 2:e352-363.
80. Dogan SB, Kurtis MB, Tuter G, Serdar M, Watanabe K, Karakis S. Evaluation of Clinical Parameters and Levels of Proinflammatory Cytokines in the Crevicular Fluid Around

- Dental Implants in Patients with Type 2 Diabetes Mellitus. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(5):1119-1127.
81. Javed F, Romanos GE. Impact of diabetes mellitus and glycemic control on the osseointegration of dental implants: a systematic literature review. *J Periodontol*. 2009;80(11):1719-1730.
 82. Bryant SR, Zarb GA. Osseointegration of oral implants in older and younger adults. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(4):492-499.
 83. Bryant SR, Zarb GA. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. *J Prosthet Dent*. 2003;89(6):589-597.
 84. Sendyk DI, Rovai ES, Pannuti CM, Deboni MC, Sendyk WR, Wennerberg A. Dental implant loss in older versus younger patients: a systematic review and meta-analysis of prospective studies. *J Oral Rehabil*. 2017;44(3):229-236.
 85. Silbernagl S. *Taschenatlas Physiologie*. Vol 8. Stuttgart: Thieme; 2012.
 86. Platzer W. *Taschenatlas der Anatomie: Bewegungsapparat*. Stuttgart 2005.
 87. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999;13:99-119.
 88. Winwood K, Zioupos P, Currey JD, Cotton JR, Taylor M. The importance of the elastic and plastic components of strain in tensile and compressive fatigue of human cortical bone in relation to orthopaedic biomechanics. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2006;6(2):134-141.
 89. Rolf HJW, K. G.; Siggelkow, H. ; Schliephake, H. In vitro-studies with antler bone cells: Structure forming capacity, osteocalcin production and influence of sex steroids. *Osteology* 2006;15:245-257.
 90. Frost HM. Presence of microscopic cracks in vivo in bone. *Henry Ford Hosp Med Bull*. 1960;8:25-35.
 91. Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res*. 1990;8(5):662-670.
 92. Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling--theoretical development. *J Orthop Res*. 1990;8(5):651-661.
 93. Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech*. 1987;20(11-12):1135-1150.
 94. Orr TE, Beaupre GS, Carter DR, Schurman DJ. Computer predictions of bone remodeling around porous-coated implants. *J Arthroplasty*. 1990;5(3):191-200.
 95. Frost HM. Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int*. 1988;42(3):145-156.
 96. Meikle MC. The tissue, cellular, and molecular regulation of orthodontic tooth movement: 100 years after Carl Sandstedt. *Eur J Orthod*. 2006;28(3):221-240.
 97. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol*. 2009;80(4):700-704.
 98. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8(6):393-405.
 99. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;57(6):700-706; discussion 706-708.
 100. Haider RW, G. Plenk, H. . Histomorphometric analysis of bone healing after insertion of IMZ-1 implants independent of bone structure and drilling method (in German). *Z Stomatol*. 1991;88:507-521.
 101. Piattelli A, Scarano A, Balleri P, Favero GA. Clinical and histologic evaluation of an active "implant periapical lesion": a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(5):713-716.

102. B.Koeck WW. Praxis der Zahnheilkunde:Implantologie. *Urban&Fischer*. 2004:4-6.
103. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2005;32(9):925-932.
104. Eke PI, Braswell LD, Fritz ME. Microbiota associated with experimental peri-implantitis and periodontitis in adult Macaca mulatta monkeys. *J Periodontol*. 1998;69(2):190-194.
105. Mombelli A. Aging and the periodontal and peri-implant microbiota. *Periodontol 2000*. 1998;16:44-52.
106. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(1):1-19.
107. Silverstein LH, Kurtzman D, Garnick JJ, Schuster GS, Steflik DE, Moskowitz ME. The microbiota of the peri-implant region in health and disease. *Implant Dent*. 1994;3(3):170-174.
108. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(4):209-217.
109. Mombelli A, Marxer M, Gaberthuel T, Grunder U, Lang NP. The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. *J Clin Periodontol*. 1995;22(2):124-130.
110. Haffajee AD, Socransky SS, Patel MR, Song X. Microbial complexes in supragingival plaque. *Oral Microbiol Immunol*. 2008;23(3):196-205.
111. Nguyen-Hieu T, Borghetti A, Aboudharam G. Peri-implantitis: from diagnosis to therapeutics. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(2):79-94.
112. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):879-885.
113. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*. 2005;31(6):269-275.
114. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(4):467-472.
115. 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(3):346-352.
116. Assenza B, Scarano A, Petrone G, et al. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent*. 2003;12(3):235-241.
117. Weng D, Nagata MJ, Leite CM, de Melo LG, Bosco AF. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss in nonsubmerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Prosthodont*. 2011;24(5):445-452.
118. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J*. 2008;27(1):29-34.
119. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2003;82(3):232-237.
120. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):732-737.
121. Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3(2):49-56.
122. Hermann JSC, D. Biologische Prinzipien in der oralen Implantologie. *Implantologie*. 2005;13:109-123.
123. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):527-540.

124. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-274.
125. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001;72(9):1146-1150.
126. 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(3):158-161.
127. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(4):239-244.
128. Watzek G, Matejka M, Lill W, Mailath G, Matzka P, Plenk H. [Osseointegrated implants (Tubingen, IMZ, Branemark)--management concept and experiences]. *Z Stomatol.* 1988;85(4):207-233.
129. Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent.* 2002;11(3):293-300.
130. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334-341.
131. Mansour RM, Reynik RJ. In vivo occlusal forces and moments: I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments. *J Dent Res.* 1975;54(1):114-120.
132. Eckermann R. Physiologische Bedeutung der Kieferbelastung und ihre Bedeutung. *Dtsch Monatsschr Zahnheilk* 1911;9:681.
133. Worner H. Biting force measurements on Children. *Aust Dent.* 1939:381.
134. Haber G. Kaudruckmessapparate, ihre Bedeutung und Verwendungsmöglichkeit in der tägl. Praxis. *Zahnärzt Rdsch.* 1926;8:125.
135. Wustrow P. Physikalische Grundlagen der Platten- und Brückenprothese. *Z Stomat.* 1923;21:299.
136. Orear J. Dynamik. Kapitel 4. in (Hrsg): *Physik.* 1979:55-78.
137. Schumacher G. Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. *Fischer Verlag, Jena.* 1961.
138. Uhlig H. Über die Kaukraft. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1953;8:30-45.
139. Körber K, Ludwig P. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dental-Labor.* 1983:55-60.
140. Akca K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):331-336.
141. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1):70-77.
142. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dent Mater.* 2003;19(2):118-126.
143. Floystrand F, Kleven E, Oilo G. A novel miniature bite force recorder and its clinical application. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(4):209-214.
144. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res.* 2000;79(7):1519-1524.
145. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998;77(10):1832-1839.
146. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):498-502.

147. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1977;85(3):200-208.
148. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*. 1979;37(4):195-206.
149. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):353-359.
150. Laurell L. Occlusal forces and chewing ability in dentitions with cross-arch bridges. *Swed Dent J Suppl*. 1985;26:160p.
151. Lundgren D, Falk H, Laurell L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):277-283.
152. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(2):185-194.
153. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):535-547.
154. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):20-27.
155. Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont*. 2003;16(5):481-486.
156. Pistner H KP. Kieferschließkräfte nach Kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomie und Unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1998;53 (8):528-534.
157. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):99-108.
158. Brandt J. *Belastungsabhängige Rotationsfestigkeit verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen -in vitro Untersuchung-* [Med. Diss. Goethe Universität]. Frankfurt am Main: Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum), Johann Wolfgang Goethe Universität; 2009.
159. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26-35.
160. Rosen PC, D. Peri-Implant mucositis and periimplantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. *J Periodontol*. 2013;84:436-443.
161. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):601-610.
162. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(3):259-268.
163. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77(8):1340-1347.
164. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.
165. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*. 2006;22(8):702-711.
166. H Zipprich CR, HC Lauer. Kausimulation- Was simulieren wir wirklich? *Poster Nr 23, Jahrestagung DGZPW, Kiel*. 2004.

167. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater.* 2006;22(8):712-734.
168. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995;4(2):95-100.
169. H.Zipprich CR. Vergleich von Zirkoniumdioxid- mit Titanabutments dentaler Implantat-Abutment-Verbindungen auf Mikrospaltbildung unter dynamischer Belastung- in vitro Untersuchung. 2013.
170. Keßler V. *Quantitative Bestimmung kraftkorrelierter Mikrobewegungen dentaler Implantate -eine in vitro Studie-* [Med.Diss. Friedrich-Alexander Universität]. Nürnberg-Erlangen, Friedrich-Alexander Universität Nürnberg-Erlangen; 2011.
171. Glien W. Materialien der modernen Gelenkendoprothetik. *Die zementierte Hüftendoprothese, Uelzen.* 1994;Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft:47-58.
172. Bergem D. *Evaluierung und Prüfung der Einflussparameter auf den Maximalkraft-Abscherversuch bei Implantat-Abutment-Verbindungen* [Med. Diss. Goethe Universität]. Frankfurt/Main: Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum), Johann Wolfgang Goethe Universität; 2013.
173. Culjak D. *Experimentelle Rotationsspieluntersuchung verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen -in vitro Untersuchung-* [Med.Diss. Goethe Universität]. Frankfurt am Main: Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum), Johann Wolfgang Goethe Universität; 2015.
174. Ratka C. *Vergleich von Zirkoniumdioxid- mit Titanabutments dentaler Implantat-Abutment-Verbindungen auf Mikrospaltbildung unter dynamischer Belastung -in vitro Untersuchung-* [Med. Diss. Goethe Universität]. Frankfurt am Main: Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde (Carolinum), Johann Wolfgang Goethe Universität; 2013.
175. Hajjaj S. *Mikropumpeffekt an dynamisch belasteten Implantat-Abutment-Verbindungen -in vitro Untersuchung-* [Med. Diss. Goethe Universität]. Frankfurt am Main: Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum), Johann Wolfgang Goethe Universität; 2009.
176. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(5):814-823.

12 Anhang

12.1 Ergebnisse der Prüfkörper 1 bis 5 der einzelnen Implantatsysteme

12.1.1 Dentsply Sirona Ankylos®

12.1.1.1 Ohne Knochenabbau

0,033	0,053	0,136	0,141	0,144	0,197	0,278	0,367
0,02	0,052	0,113	0,114	0,128	0,134	0,142	0,191
0,024	0,039	0,087	0,089	0,485	0,194	0,296	0,261
0,033	0,069	0,108	0,257	0,229	0,159	0,142	0,152
0,029	0,043	0,085	0,101	0,149	0,209	0,319	0,415

12.1.1.2 Mit Knochenabbau

0,056	0,081	0,137	0,214	0,248	0,309	0,344	0,472
0,053	0,095	0,158	0,201	0,258	0,327	0,387	0,443
0,052	0,079	0,16	0,189	0,264	0,345	0,358	0,445
0,074	0,143	0,21	0,234	0,288	0,368	0,409	0,491
0,064	0,119	0,189	0,312	0,371	0,468	0,599	0,743

12.1.2 Dentsply Sirona AstraTech 4.0®

12.1.2.1 Ohne Knochenabbau

0,016	0,045	0,059	0,069	0,157	0,247	0,15	0,209
0,011	0,031	0,042	0,047	0,087	0,071	0,188	0,163
0,005	0,035	0,094	0,333	0,116	0,161	0,235	0,258
0,009	0,027	0,071	0,41	0,098	0,138	0,183	0,258
0,044	0,074	0,127	0,161	0,251	0,262	0,345	0,397

12.1.2.2 Mit Knochenabbau

0,08	0,151	0,245	0,315	0,429	0,655	0,744	0,805
0,067	0,098	0,211	0,417	0,28	0,324	0,442	0,566
0,09	0,198	0,289	0,422	0,546	0,67	0,854	1,072
0,103	0,206	0,306	0,448	0,574	0,742	0,912	1,137
0,088	0,164	0,272	0,377	0,482	0,677	0,789	0,891

12.1.3 Dentsply Sirona AstraTech 5.0®

12.1.3.1 Ohne Knochenabbau

0,022	0,053	0,063	0,092	0,114	0,176	0,218	0,164
0,033	0,06	0,116	0,128	0,183	0,226	0,229	0,331
0,04	0,07	0,105	0,153	0,264	0,453	0,518	0,479
0,013	0,022	0,014	0,059	0,055	0,052	0,111	0,089
0,03	0,082	0,144	0,134	0,181	0,25	0,244	0,276

12.1.3.2 Mit Knochenabbau

0,08	0,144	0,218	0,342	0,388	0,51	0,673	0,752
0,241	0,166	0,294	0,378	0,425	0,501	0,572	0,709
0,108	0,187	0,347	0,422	0,475	0,714	0,751	1,154
0,085	0,137	0,206	0,275	0,289	0,388	0,452	0,561
0,091	0,129	0,221	0,248	0,268	0,366	0,415	0,441

12.1.4 Osstem®

12.1.4.1 Ohne Knochenabbau

0,014	0,017	0,033	0,056	0,07	0,064	0,111	0,112
0,01	0,039	0,037	0,056	0,073	0,078	0,113	0,088
0,018	0,028	0,039	0,061	0,089	0,089	0,089	0,089
0,014	0,033	0,044	0,089	0,091	0,128	0,156	0,121
0,008	0,009	0,026	0,049	0,082	0,074	0,114	0,12

12.1.4.2 Mit Knochenabbau

0,086	0,189	0,285	0,364	0,433	0,512	0,567	0,651
0,045	0,091	0,154	0,205	0,249	0,32	0,354	0,469
0,077	0,145	0,221	0,301	0,384	0,493	0,598	0,706
0,051	0,089	0,153	0,195	0,286	0,314	0,371	0,431
0,066	0,104	0,183	0,253	0,329	0,413	0,541	0,636

12.1.5 ITI Straumann®

12.1.5.1 Ohne Knochenabbau

0,024	0,047	0,045	0,102	0,088	0,098	0,139	0,212
0,016	0,052	0,066	0,077	0,118	0,14	0,159	0,202
0,017	0,057	0,074	0,07	0,121	0,102	0,144	0,176
0,021	0,053	0,055	0,066	0,087	0,136	0,131	0,166
0,02	0,036	0,041	0,07	0,08	0,059	0,125	0,128

12.1.5.2 Mit Knochenabbau

0,086	0,17	0,264	0,37	0,622	0,596	0,721	0,841
0,085	0,142	0,249	0,29	0,385	0,455	0,517	0,583
0,085	0,163	0,278	0,333	0,386	0,449	0,532	0,632
0,082	0,156	0,263	0,341	0,385	0,475	0,536	0,678
0,083	0,132	0,194	0,265	0,338	0,446	0,441	0,514

12.2 Datenblätter der verwendeten Materialien und Geräte

12.2.1 Laser-Wegmesssensor



Laser-Wegmesssensor

AM300



- Kompaktes All-in-One-Gehäuse
- Integrierte Signalaufbereitung im Sensor
- Messbereiche 2 mm ... 2000 mm
- Dynamische Messungen mit 5.000 Messwerten/s maximal
- Sehr hohe Auflösung ab 0,16 µm
- Sehr gute Linearität ab 1,6 µm
- Versorgungsspannung 9...36 VDC
- Analogsignal 0-10 oder 4...20mA(Optional)
- Zusätzlich digital RS232 / RS485 / CAN / Ethernet
- PC-Software für Parametrierung, Visualisierung und Speichern
- Hohe Umweltbeständigkeit IP67



Der AM300 ist ein universell in allen Anwendungen einsetzbarer berührungsloser Laser-Wegmesssensor. Er arbeitet mit dem präzisen Laser-Triangulationsprinzip. Seine innovative Echtzeit-Laserregelung EZR macht ihn erfolgreich einsetzbar für alle Oberflächen.

Neben der Standardausführung sind weitere zahlreiche Ausführungen wie die Sonderausführung zur Messung auf transparentem Glas, Folien oder Spiegeln und Zubehör für individuelle und spezielle Einsatzfälle erhältlich. Zusätzlich sind Ausführungen für den Messbereich 2m oder andere Grundabstände auf Anfrage verfügbar.

Der besonders kompakte All-in-One Lasersensor AM300 wurde für industrielle Anwendungen in rauher Prozessumgebung oder für Außenanwendungen entwickelt. Wegen seiner hohen Präzision ist er auch im Technikum oder Labor zu finden. Mit seiner sehr hohen Umweltbeständigkeit IP67 ist dieses Messsystem mit bestem Preis-Leistungsverhältnis in fast allen Anwendungen mit hohen Anforderungen erfolgreich.

Für besondere Einsatzfälle bieten wir Ihnen den AM300 auch in verschiedenen luftgekühlten oder geheizten Spezialgehäusen oder mit abweichender Versorgungsspannung an.

Der AM300 verfügt über einen analogen Signal-Ausgang 0... 10V oder alternativ optional 4...20 mA. Darüber hinaus kann der Anwender gleichzeitig die digitale Kommunikation über RS232 - oder alternativ optional RS485, Ethernet oder CAN-Bus - und zusätzliche logische NPN/TTL-Funktionen wie z.B. Hardwaretrigger, Synchronisation mehrerer Lasersensoren oder Grenzwertschalter nutzen.

Der AM300 misst zuverlässig, schnell und ohne Verschleiß den Abstand zu allen Oberflächen. Auch kritische Messobjekte sind somit möglich. Mehrere Sensoren können für 2D- oder 3D-Anwendungen mit der integrierten Synchronisation automatisch gleichzeitig erfasst werden.

Der AM300 ist für dynamische Messungen ausgezeichnet geeignet. Der Anwender erhält nach Wunsch und in Anhängigkeit von der Reflektivität des Messobjektes 100 ... 5000 Messwerte pro Sekunde - digital und analog in festem Zeitraster. Diese Messrate und die gewünschte maximale Belichtungszeit ist vom Anwender definiert wählbar. Alternativ ist eine soft getriggerte Einzelmessung möglich.

Seine außerordentlichen Fähigkeiten zeigt der AM300 auch auf schwierigen Oberflächen - unabhängig von Farbe und Beschaffenheit. Die automatische EZR-Optimierung im Sensor ermöglicht sogar auf poliertem Metall und ungeschliffenen Wafern oder auf tiefschwarzen Materialien präzise Messergebnisse mit sehr hoher Messrate und höchster Empfindlichkeit für diffuse Reflexion. Sonderfälle können mit der Spezialausführung für Direkt-Reflexion AM300-S4 bewältigt werden.

Mit der Standard-Versorgungsspannung 9...36VDC - oder alternativ als Option für 5V-Versorgung - ist der Messsensor flexibel in vielen Anwendungen und Branchen mit 4,5 ... 36 VDC einsetzbar.

Anwendungen

- Berührungslose Messung von Weg, Abstand, Höhe in industrieller Fertigung und Labor
- Verschleißfreie Dimensions- und Positionsmessung in Maschinen und Werkzeugen
- Schnelle, präzise Lage-Erkennung in der Robotik
- Inline-Messung der Dicke an glühenden Blechen, weichen Folien, groben Textilien etc.
- Kontaktlose Rundlaufmessungen bei Walzen, Lagern, Motoren
- Dynamische Messungen von Hub, Schwingung, Schlag und Vibration
- Dynamische Messung von Hub, Schwingung und Schlag
- Erfassung von Oberflächen-Profilen - auch Outdoor
- Pegelmessung an nicht-transparenten Flüssigkeiten und Schüttgütern



Messbereich MB in mm	100	250	500	750	1000	1250
Messbereich MB von..bis(mm)	140...240	80...330	125..625	145...895	245..1245	260...1510
Anfang MB in mm	140	80	125	145	245	260
Mitte MB in mm	190	205	375	520	745	885
Ende MB in mm	240	330	625	895	1245	1510
Lineartät in mm	0,080	0,200	0,400	0,600	0,800	1,2
Auflösung* in µm	8,0	20,0	40,0	60,0	80,0	200
Messfleckgröße** in µm	140/1600	150/3800	160/5000	400/3000	500/3600	800/5000

1)Angaben für Referenz-Messobjekt weiße Keramik mit 85% diffuser Reflexion

* 14bit maximal für digitalen Signalausgang

**Messfleckgröße(elliptisch) variiert über den Messbereich: Angabe Min/Max auf glatter Oberfläche; kleinere Spots auf Anfrage

Allgemeine technische Angaben (Standardausführung fett gedruckt)

Laserklasse	2 (< 1mW)	(MB=750/1000/1250 mm: 3R ; MB=2000mm: 3B)
Max. Messrate	5.000 Messwerte/s	(MB=2000mm: 2.000 Messwerte/s)
Wellenlänge Laser	660nm	rot sichtbar
Ausgänge		
Analog (10bit Aufslg.)	0 - 10V	alternativ optional: 4...20mA für Last < 500 Ohm
Digital (14bit Aufslg.)	RS232	alternativ optional: RS485 Ethernet* CAN*
Übertragungsrate maximal	460,8 kbit/s	921,6 kbit/s 1 Mbit/s 1 Mbit/s
Limit/Sync Output	NPN/TTL	max. 100mA/max. 36V-Ausgabe
Eingänge		
Spannungsversorgung	24 VDC (9...36VDC)	alternativ optional: 4,5...9VDC
Leistungsaufnahme maximal	2W	
Trigger Synchronisation	CMOS, TTL(2,4 - 5V)	
Zero-TeachIn	CMOS, TTL(2,4 - 5V)	
Gehäuse		
Schutzklasse	IP67	
Materialien	Aluminium eloxiert mit Glasscheibe und Interferenzfilter	
Gewicht	110g ohne Kabel	
Schock-Festigkeit	20g/6ms	
Vibration	10...1000Hz: 20g X,Y,Z	
Abmessungen circa	(63 x 65 x 20) mm	
Anschlussart Stecker/Buchse	Sensorkabel(PU) geschirmt, 3m lang, 9P-SubD-Stecker für RS232 installiert Typ Binder712	
Einsatzbedingungen		
Fremdlicht	15.000 Lux**	
Lagertemperatur	-20 ... 60 °C	
Betriebstemperatur Standard	-10 ... 50 °C	
..mit Schutzgehäuse,Luftkühlung+Heizung	-30 ... 120 °C	
Feuchtigkeit	30% – 85% relative Feuchte, nicht kondensierend	
Langzeitstabilität	< 0,01% MB/°C	
EMV	EN55022	
	*) Alternative CAN-Schnittstelle: zusätzlich immer RS232 vorhanden; für Messbereich 2mm: nicht lieferbar	
	Alternative Ethernet-Schnittstelle: zusätzlich immer RS232 vorhanden	
	**) Höhere Laserklassen ermöglichen mehr Fremdlicht	



AM300-2000 Laserwegmesssensor für sehr große Abstände

Max. Messrate 2kHz

Messbereich MB in mm	2000
Laserklasse Standard	3B <10mW
Wellenlänge Laser	660nm rot sichtbar
Anfang MB in mm	410
Mitte MB in mm	1410
Ende MB in mm	2410
Linearität in mm	3
Auflösung in mm	0,3 (maximal 14bit=0,122)
Max. Messrate	2000 Messwerte/s

Lasersensor für Messobjekte aus transparentem Glas oder Spiegel AM300-S4 für Direktreflexion

siehe auch: *Abmessungen*

Messbereich	4mm
Laserklasse	2 (< 1mW)
Anfang MB in mm	39
Mitte MB in mm	41
Ende MB in mm	43
Linearität in $\pm\mu\text{m}$	9
Auflösung in μm	0,5
maximal 14bit	0,12

AM300 Besonderheiten

- Signalausgabe gleichzeitig über digitale und analoge Schnittstellen
- Automatische dynamische Regelung von Belichtungszeit und Laserintensität mit EZR
- Analoger Signalausgang 0 - 10V oder optional alternativ 4 ... 20mA
- Weiter Versorgungsspannungsbereich 5V verfügbar
- Anwendungsspezifische Parametrierung per Software oder über Schnittstellenbefehle speicherbar
- Flash-Speicher als permanenter Speicher im Sensor für Konfiguration
- Digitale Datenerfassung alternativ über RS232 / RS485 / CAN* / Ethernet*
- Komfortabler Einsatz mit montiertem 9p-SubD-Stecker für COM-Port für RS232-Kommunikation
- Spezifikation entsprechend EN/RoH/CE - zusätzlich IEC/FDA für den globalen Einsatz
- Integrierter Interferenzfilter(Bandpassfilter) für maximale optische Auflösung
- AM-Mastersoftware für Online-Visualisierung, Parametrierung und Speicherfunktionen
- Software zum Abspeichern der Messwerte (max.10.000 Werte in WIN-Datei) im Lieferumfang
- Verschiedene Schutzgehäuse gegen starken Schmutz und Extremtemperaturen
- Hohe Feuchte-/Staub-Schutzklasse IP67
- Spezielle Ausführung für Messungen auf Glas oder für echte Spiegel AM300-S4

Copyright ALLSENS Messtechnik

- 5 -

Technische Änderungen und Irrtum vorbehalten, Vers. 1.9/12

ALLSENS Messtechnik • Im Bendersgarten 9-11 • D-63303 Dreieich • Germany
Telefon +49 – 6074 - 91 43 025 • Fax +49 – 6074 - 91 43 026
www.allsens.de • support@allsens.de

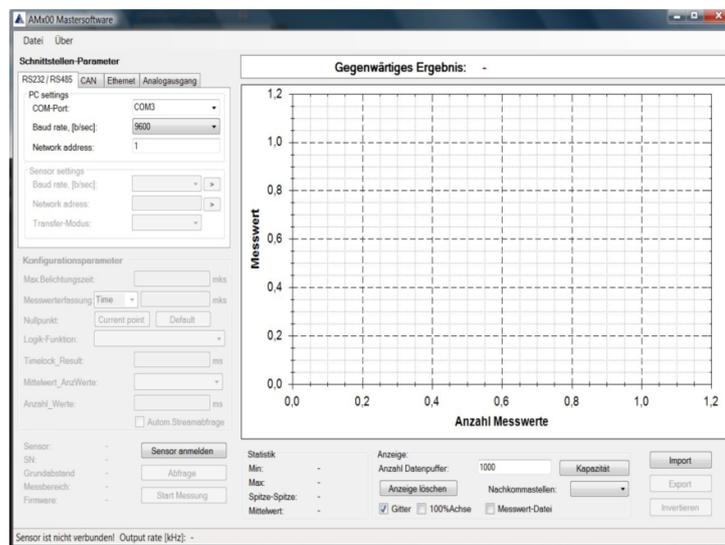


Optionen und Zubehör nach Wunsch

- Netzteil und Anschlussbox für 230 VAC als Zubehör
- USB-Adapter für RS232-Schnittstelle(COM am PC)
- Sensorkabel mit 90°-Buchse-Stecker-Verbindung optional
- Schleppkettenkabel verfügbar
- Kleinerer oder größerer Laser-Messfleck auf Anfrage
- Höhere Laserklasse 3B für spezielle Anwendungen
- Spezieller Fremdlicht- und Spritzschutz - für besonders raue, schmutzige Umgebungen oder für Outdoor-Anwendungen wie z.B. Fahrversuch
- Spezialausführung für transparentes Glas, polierte Wafer oder echte Spiegel (AM300-S4)
- Software-Beispiele DLLs für C++, C#, LabView oder VisualBasic
- Sonderausführungen und zusätzliche Messbereiche auf Anfrage(z.B. Blauer Laser)



Beispiele AM-Mastersoftware

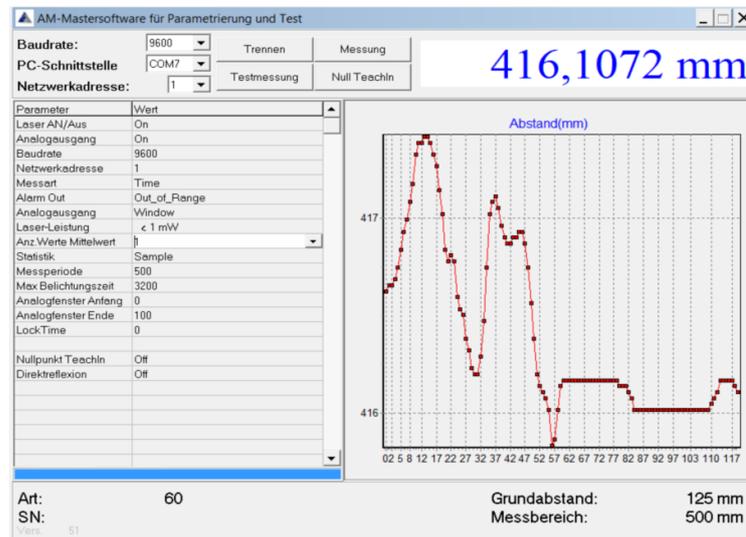


Copyright ALLSENS Messtechnik

- 6 -

Technische Änderungen und Irrtum vorbehalten, Vers. 1.9/12

ALLSENS Messtechnik • Im Bendersgarten 9-11 • D-63303 Dreieich • Germany
Telefon +49 – 6074 - 91 43 025 • Fax +49 – 6074 - 91 43 026
www.allsens.de • support@allsens.de



Laserklassen

Die AM300 Laser-Wegsensoren sind entsprechend der gültigen Norm EN 60825-3:2003 getestet und gekennzeichnet. Sie finden die vorgeschriebenen deutschsprachigen Laser-Aufschriften.

Für Laser der Klasse 2 (<1mW) gilt: Nicht in den Strahl blicken

Für Laser Klasse 3R(<5mW) gilt: Nicht dem Strahl aussetzen

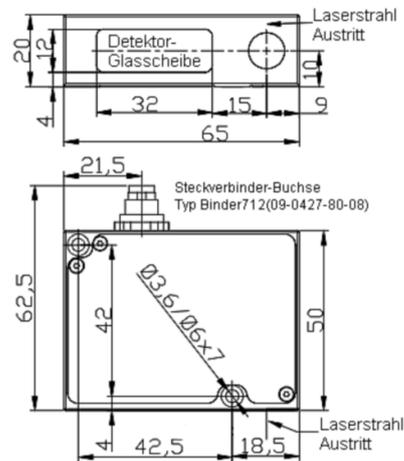
Für Laser Klasse 3B(<20mW) gilt: Nicht dem Strahl aussetzen



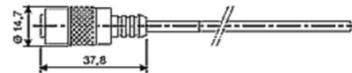


Abmessungen in Millimetern - nicht maßstabgerecht

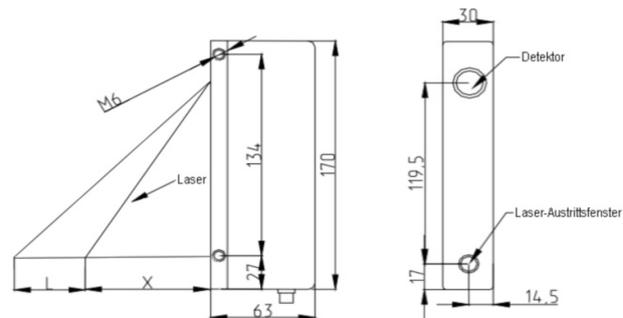
AM-300 mit MB = 2 mm ... 1250 mm



Sensor-Anschlusskabel inklusive
Standard-Länge: 3m (Stecker: Binder 712)
Alternativ fest an Gehäuse montiertes Kabel möglich.



AM300-2000 mit MB = 2m = 2000mm



Copyright ALLSENS Messtechnik

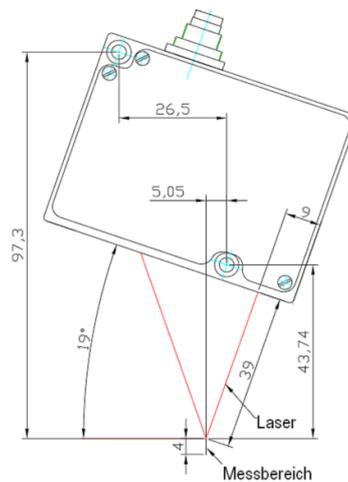
- 8 -

Technische Änderungen und Irrtum vorbehalten, Vers. 1.9/12

ALLSENS Messtechnik • Im Bendersgarten 9-11 • D-63303 Dreieich • Germany
Telefon +49 – 6074 - 91 43 025 • Fax +49 – 6074 - 91 43 026
www.allsens.de • support@allsens.de



AM300-S4 mit MB=4 mm
für Direktreflexion



CE

Standardausführung

- Laserklasse 2 (außer MB=750mm/1000/1250/2000mm)
- Maximale Messrate 5kHz=5000 Messwerte/s (außer MB=2m: 2000Messwerte/s)
- RS232-Schnittstelle mit max. 460kbit/s
- 0-10V analoger Signalausgang
- Logik-Funktionen: Trigger-In-Synchronisation /Out-of-Range /ZeroSet / *Laser OnOff
- AM-Mastersoftware für Test, Online-Visualisierung, Parametrierung, Speichern auf WIN-PC
- 3m-Sensorkabel mit 9pSubD-Stecker vorinstalliert für RS232-Schnittstelle

* Funktion kann teilweise entfallen

Kabelbelegung

Versorgung + 24VDC (9...36VDC)	ROT	
Masse Versorgung -	BRAUN	
TxD / Data+	GRÜN	2
RxD / Data-	GELB	3
Logik Sync/Out-of-Range/ZeroSet/LaserOnOff	PINK	
Trigger-IN	WEISS	
Signalausgang 0-10V oder 4..20mA(Optional)	BLAU	
Signalmasse (Bezugspotential)	GRAU	5

Copyright ALLSENS Messtechnik

- 9 -

Technische Änderungen und Irrtum vorbehalten, Vers. 1.9/12

ALLSENS Messtechnik • Im Bendersgarten 9-11 • D-63303 Dreieich • Germany
Telefon +49 – 6074 - 91 43 025 • Fax +49 – 6074 - 91 43 026
www.allsens.de • support@allsens.de

12.2.2 Revolution Formula 2 Flowable Composite

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

300552

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

31.01.2017

Version: 6.0

Kerr™

Sicherheitsdatenblatt REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

ABSCHNITT 1: BEZEICHNUNG DES STOFFS BEZIEHUNGSWEISE DES GEMISCHS UND DES UNTERNEHMENS

1.1. Produktidentifikator

Produktname : REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

1.2. Relevante identifizierte Verwendungen des Stoffs oder Gemischs und Verwendungen, von denen abgeraten wird

Relevante identifizierte Verwendungen

Hauptverwendungskategorie : Professionelle Anwendung

Funktions- oder Verwendungskategorie : Material ist für den Einsatz im Dentalbereich: Verbundwerkstoff.

Verwendungen, von denen abgeraten wird

Keine weiteren Informationen verfügbar

1.3. Einzelheiten zum Lieferanten, der das Sicherheitsdatenblatt bereitstellt

Lieferant

KERRHAWE S.A.
Via Strece n°4
6934 Bioggio (Switzerland)
T 00-800-41-050-505
[E-mail: safety@kerrhawe.com](mailto:safety@kerrhawe.com)

Hersteller

Kerr Italia S.r.l.
Via Passanti, 332
84018 Scafati (SA) - Italy
T +39-081-850-8311
[E-mail: safety@kerrhawe.com](mailto:safety@kerrhawe.com)

Ansprechpartner : safety@kerrhawe.com - tel. 00-800-41-050-505 (08.00-17.00)

1.4. Notrufnummer

Notrufnummer : CHEMTREC® Emergency Call Center. Emergency Telephone Number (for USA only) 001-800-424-9300 International and Maritime Telephone Number +1 (703) 527-3887

Land	Organisation/Firma	Anschrift	Notrufnummer
Belgien	Centre Anti-Poisons/Antigifocentrum c/o Hôpital Central de la Base - Reine Astrid	Rue Bruyn 1 1120 Bruxelles/Brussel	+32 70 245 245
Deutschland	Clinical Toxicology and Berlin Poison Information Centre www.giftnotruf.de	Institute of Toxicology, Oranienburger Str 285, Berlin	+49 30 192 40 +49 30 3068 6711
Luxemburg	Centre Anti-Poisons/Antigifocentrum c/o Hôpital Central de la Base - Reine Astrid	Rue Bruyn 1 1120 Bruxelles/Brussel	+352 8002 5500

ABSCHNITT 2: MÖGLICHE GEFAHREN

2.1. Einstufung des Stoffs oder Gemischs

Einstufung gemäß Verordnung (EG) Nr. 1272/2008 [CLP]

Skin Irrit. 2 H315
Eye Irrit. 2 H319
Skin Sens. 1 H317
STOT SE 3 H335
Aquatic Chronic 4 H413

Volltext der Gefahrenklassen und Gefahrenhinweise: siehe Kapitel 16

2.2. Kennzeichnungselemente

Kennzeichnung gemäß Verordnung (EG) Nr. 1272/2008 [CLP]

Gefahrenpiktogramme (CLP) :



GHS07

ESSENTICON

Essenticon - SDS EU v4.1 DE (Deutsch)

1/8

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

Sicherheitsdatenblatt

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

1.1. Produktidentifikator

Produktname : REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

1.2. Relevante identifizierte Verwendungen des Stoffs oder Gemischs und Verwendungen, von denen abgeraten wird

Relevante identifizierte Verwendungen

Hauptverwendungskategorie : Professionelle Anwendung

Funktions- oder Verwendungskategorie

: Material ist für den Einsatz im Dentalbereich: Verbundwerkstoff.

Verwendungen, von denen abgeraten wird

Keine weiteren Informationen verfügbar

1.3. Einzelheiten zum Lieferanten, der das Sicherheitsdatenblatt bereitstellt

Lieferant

KERRHAWE S.A.

Via Strece n°4

6934 Bioggio (Switzerland)

T 00-800-41-050-505

E-mail: safety@kerrhawe.com

Hersteller

Kerr Italia S.r.l.

Via Passanti, 332

84018 Scafati (SA) - Italy

T +39-081-850-8311

E-mail: safety@kerrhawe.com

Ansprechpartner : safety@kerrhawe.com - tel. 00-800-41-050-505 (08.00-17.00)

1.4. Notrufnummer

Notrufnummer : CHEMTREC® Emergency Call Center. Emergency Telephone Number (for USA only) 001-

800-424-9300 International and Maritime Telephone Number +1 (703) 527-3887

Land Organisation/Firma Anschrift Notrufnummer

Belgien Centre Anti-Poisons/Antigifocentrum

c/o Hôpital Central de la Base - Reine Astrid

Rue Bruyn 1

1120 Bruxelles/Brüssel

+32 70 245 245

Deutschland Clinical Toxicology and Berlin Poison Information

Centre

www.giftnotruf.de

Institute of Toxicology, Oranienburger Str

285, Berlin

+49 30 192 40

+49 30 3068 6711

Luxemburg Centre Anti-Poisons/Antigifocentrum

c/o Hôpital Central de la Base - Reine Astrid

Rue Bruyn 1

1120 Bruxelles/Brüssel

+352 8002 5500

2.1. Einstufung des Stoffs oder Gemischs

Einstufung gemäß Verordnung (EG) Nr. 1272/2008 [CLP]

Skin Irrit. 2 H315

Eye Irrit. 2 H319

Skin Sens. 1 H317

STOT SE 3 H335

Aquatic Chronic 4 H413

Volltext der Gefahrenklassen und Gefahrenhinweise: siehe Kapitel 16

2.2. Kennzeichnungselemente

Kennzeichnung gemäß Verordnung (EG) Nr. 1272/2008 [CLP]

Gefahrenpiktogramme (CLP) :

GHS07

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

Signalwort (CLP) : Achtung

Gefährliche Inhaltsstoffe : 2,2'-Ethyldioxy dimethanol dimethacrylat; Poly (oxy-1,2-ethandiyl), α , α' - [(1-

methylethyliden) di-4,1-phenylen] bis [ω - [(2-methyl-1-oxo-2-propen-1-yl) oxy] -

Gefahrenhinweise (CLP) : H315 - Verursacht Hautreizungen

H317 - Kann allergische Hautreaktionen verursachen

H319 - Verursacht schwere Augenreizung

H335 - Kann die Atemwege reizen

H413 - Kann für Wasserorganismen schädlich sein, mit langfristiger Wirkung

Sicherheitshinweise (CLP) : P261 - Einatmen von Dampf vermeiden

P264 - Nach Gebrauch die Hände gründlich waschen

P273 - Freisetzung in die Umwelt vermeiden

P280 - Augenschutz, Schutzhandschuhe tragen

P312 - Bei Unwohlsein GIFTINFORMATIONSZENTRUM oder Arzt anrufen

P333+P313 - Bei Hautreizung oder -ausschlag: Ärztlichen Rat einholen/ärztliche Hilfe hinzuziehen
P337+P313 - Bei anhaltender Augenreizung: Ärztlichen Rat einholen/ärztliche Hilfe hinzuziehen
P362+P364 - Kontaminierte Kleidung ausziehen und vor erneutem Tragen waschen
P403+P233 - An einem gut belüfteten Ort aufbewahren. Behälter dicht verschlossen halten
P405 - Unter Verschluss aufbewahren
P501 - Inhalt/Behälter einer Sammelstelle für gefährliche Abfälle oder Sonderabfälle zuführen
Zusätzliche Sätze : Das Produkt wird als Medizinprodukt betrachtet und unterliegt daher nicht der Kennzeichnung (EU-Verordnung 1272/2008, Artikel 1, Absatz 5d).

2.3. Sonstige Gefahren

Weitere Gefahren ohne Einfluss auf die

Einstufung

: Unter normalen Umständen kein(e).

Dieser Stoff/Gemisch erfüllt nicht die PBT-Kriterien der REACH-Verordnung, Annex XIII.

Dieser Stoff/Gemisch erfüllt nicht die vPvB-Kriterien der REACH-Verordnung, Annex XIII.

3.1. Stoffe

Nicht anwendbar

3.2. Gemische

Name Produktidentifikator % Einstufung gemäß

Verordnung (EG) Nr.

1272/2008 [CLP]

2,2'-Ethylendioxy dimethanol dimethacrylat (CAS-Nr.) 109-16-0

(EG-Nr.) 203-652-6

(REACH-Nr) 01-2119969287-21

10 - 30 Skin Sens. 1, H317

Poly (oxy-1,2-ethandiyl), α , α' - [(1-methylethyliden) di-4,1-phenylen] bis [ω - [(2-methyl-1-oxo-2-propen-1-yl) oxy] -

(CAS-Nr.) 41637-38-1

(EG-Nr.) 609-946-4

(REACH-Nr) 01-2119980659-17

10 - 30 Skin Irrit. 2, H315

Eye Irrit. 2, H319

Skin Sens. 1A, H317

STOT SE 3, H335

Aquatic Chronic 4, H413

(1-Methylethyliden) bis [4,1-phenylen oxy (2-hydroxy-3,1-propandiyl)] bis-methacrylat

(CAS-Nr.) 1565-94-2

(EG-Nr.) 216-367-7

(REACH-Nr) N/A

5 - 15 Skin Irrit. 2, H315

Eye Irrit. 2, H319

3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan (CAS-Nr.) 2530-85-0

(EG-Nr.) 219-785-8

(REACH-Nr) 01-2119513216-50

1 - 5 Skin Irrit. 2, H315

Eye Irrit. 2, H319

STOT SE 3, H335

Wortlaut der H-Sätze: siehe unter Abschnitt 16

4.1. Beschreibung der Erste-Hilfe-Maßnahmen

Erste-Hilfe-Maßnahmen allgemein : Bewusstlosen Menschen niemals oral etwas zuführen. Bei Unwohlsein ärztlichen Rat einholen (wenn möglich dieses Etikett vorzeigen).

Erste-Hilfe-Maßnahmen nach Einatmen : Die betroffene Person an die frische Luft bringen und in einer Position ruhigstellen, die das

Atmen erleichtert. Bei Unwohlsein GIFTINFORMATIONSZENTRUM oder Arzt anrufen.

Erste-Hilfe-Maßnahmen nach Hautkontakt : Behutsam mit viel Wasser und Seife waschen. Kontaminierte Kleidung vor erneutem Tragen

waschen. Bei Hautreizung oder -ausschlag: Ärztlichen Rat einholen/ärztliche Hilfe hinzuziehen.

Erste-Hilfe-Maßnahmen nach Augenkontakt : Einige Minuten lang behutsam mit Wasser ausspülen. Eventuell vorhandene Kontaktlinsen

nach Möglichkeit entfernen. Weiter ausspülen. Bei anhaltender Augenreizung: Ärztlichen Rat einholen/ärztliche Hilfe hinzuziehen.

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

Erste-Hilfe-Maßnahmen nach Verschlucken : Mund ausspülen. KEIN Erbrechen herbeiführen. Notärztliche Hilfe herbeirufen.

4.2. Wichtigste akute und verzögert auftretende Symptome und Wirkungen

Symptome/Schäden nach Einatmen : Kann die Atemwege reizen.

Symptome/Schäden nach Hautkontakt : Verursacht Hautreizungen. Kann allergische Hautreaktionen verursachen.

Symptome/Schäden nach Augenkontakt : Verursacht schwere Augenreizung.

4.3. Hinweise auf ärztliche Soforthilfe oder Spezialbehandlung

Symptomatisch behandeln. In allen Zweifelsfällen oder bei anhaltenden Symptomen, Arzt aufsuchen.

5.1. Löschmittel

Geeignete Löschmittel : Für Umgebungsbrände geeignete Löschmittel verwenden. Schaum, Kohlendioxid (CO₂) und Trockenlöschpulver.

Ungeeignete Löschmittel : Keinen starken Wasserstrahl benutzen.

5.2. Besondere vom Stoff oder Gemisch ausgehende Gefahren

Brandgefahr : Nicht brennbar.

Explosionsgefahr : Das Produkt ist nicht explosionsgefährlich.

Gefährliche Zerfallsprodukte im Brandfall : Kohlendioxid. Kohlenmonoxid. metallische Oxide.

5.3. Hinweise für die Brandbekämpfung

Löschanweisungen : Zur Kühlung exponierter Behälter Wassersprühstrahl oder -nebel benutzen. Beim

Bekämpfen von Chemikalienbränden Vorsicht walten lassen. Eindringen von Löschwasser

in die Umwelt vermeiden (verhindern).

Schutz bei der Brandbekämpfung : Brandabschnitt nicht ohne ausreichende Schutzausrüstung, einschließlich Atemschutz betreten.

6.1. Personenbezogene Vorsichtsmaßnahmen, Schutzausrüstungen und in Notfällen anzuwendende Verfahren

Allgemeine Maßnahmen : Notwendige Schutzausrüstung verwenden - siehe Absatz 8. Berührung mit den Augen und der Haut vermeiden.

Nicht für Notfälle geschultes Personal

Notfallmaßnahmen : Unbeteiligte Personen evakuieren.

Einsatzkräfte

Schutzausrüstung : Reinigungspersonal mit geeignetem Schutz ausstatten.

Notfallmaßnahmen : Umgebung belüften.

6.2. Umweltschutzmaßnahmen

Die Einleitung in Flüsse oder Kanalisation ist verboten. Eindringen in Kanalisation und öffentliche Gewässer verhindern. Falls die Flüssigkeit in die

Kanalisation oder öffentliche Gewässer gelangt, sind die Behörden zu benachrichtigen.

6.3. Methoden und Material für Rückhaltung und Reinigung

Zur Rückhaltung : Abfälle in geeigneten und gekennzeichneten Behältern sammeln und unter Beachtung der örtlichen Gesetze entsorgen.

Reinigungsverfahren : Verschüttete Mengen so bald wie möglich mit inerten Feststoffen wie Tonerde oder Kieselgur aufsaugen. Verschüttete Mengen aufnehmen. Von anderen Materialien entfernt aufbewahren.

6.4. Verweis auf andere Abschnitte

Weitere Angaben zur Entsorgung siehe Abschnitt 13. Siehe Abschnitt 8. Expositionsbegrenzung und persönliche Schutzausrüstung.

7.1. Schutzmaßnahmen zur sicheren Handhabung

Schutzmaßnahmen zur sicheren Handhabung : Behälter dicht verschlossen halten. Vor dem Essen, Trinken oder Rauchen und beim Verlassen des Arbeitsplatzes die Hände und andere exponierte Körperstellen mit milder

Seife und Wasser waschen. Prozessbereich mit guter Be- und Entlüftung ausstatten um die

Bildung von Dämpfen zu vermeiden. Einatmen von Dampf vermeiden. Nur im Freien oder in

gut belüfteten Räumen verwenden. Vorgeschriebene persönliche Schutzausrüstung

verwenden.

Hygienemaßnahmen : Nach Gebrauch die Hände gründlich waschen. Kontaminierte Arbeitskleidung nicht außerhalb des Arbeitsplatzes tragen. Kontaminierte Kleidung vor erneutem Tragen waschen.

7.2. Bedingungen zur sicheren Lagerung unter Berücksichtigung von Unverträglichkeiten

Lagerbedingungen : An einem trockenen Ort aufbewahren. Behälter dicht verschlossen halten. In der

Originalverpackung aufbewahren. An einem gut belüfteten Ort aufbewahren.

Unverträgliche Materialien : Entzündend (oxidierend) wirkende Stoffe. Reduktionsmittel. Organische Peroxide. Amine.

Zündquellen. Direkte Sonnenbestrahlung.

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

7.3. Spezifische Endanwendungen

Nur für professionelle Anwendung.

8.1. Zu überwachende Parameter

Keine weiteren Informationen verfügbar

8.2. Begrenzung und Überwachung der Exposition

Geeignete technische Steuerungseinrichtungen : Für eine gute Belüftung des Arbeitsplatzes sorgen.

Persönliche Schutzausrüstung : Handschuhe. Unnötige Exposition vermeiden.

Handschutz : Geeignete Schutzhandschuhe tragen. Nitrilkautschukhandschuhe. Materialdicke: 0,2 - 0,4

mm. Durchbruchzeit: > 60 Minuten. STANDARD EN 374.

Augenschutz : Spritzschutzbrille tragen, wenn Augenkontakt durch Verspritzen möglich ist. Schutzbrille oder Sicherheitsgläser. EN 166

Haut- und Körperschutz : Bei der Arbeit geeignete Schutzkleidung tragen

Atemschutz : Bei normalen Verwendungsbedingungen und ausreichender Entlüftung ist keine spezielle

Atemschutzausrüstung erforderlich

Sonstige Angaben : Während der Verwendung nicht essen, trinken oder rauchen. Vor dem Essen, Trinken oder

Rauchen und beim Verlassen des Arbeitsplatzes die Hände und andere exponierte

Körperstellen mit milder Seife und Wasser waschen.

9.1. Angaben zu den grundlegenden physikalischen und chemischen Eigenschaften

Aggregatzustand : Flüssigkeit
Aussehen : Paste.
Farbe : Verschiedene.
Geruch : Fruchtig. Ester.
Geruchsschwelle : Keine Daten verfügbar
pH-Wert : Keine Daten verfügbar
Verdunstungsgrad (Butylacetat=1) : Keine Daten verfügbar
Schmelzpunkt : Keine Daten verfügbar
Gefrierpunkt : Keine Daten verfügbar
Siedepunkt : Keine Daten verfügbar
Flammpunkt : Keine Daten verfügbar
Selbstentzündungstemperatur : Keine Daten verfügbar
Zersetzungstemperatur : Keine Daten verfügbar
Entzündlichkeit (fest, gasförmig) : Nicht brennbar
Dampfdruck : Keine Daten verfügbar
Relative Dampfdichte bei 20 °C : Keine Daten verfügbar
Relative Dichte : Keine Daten verfügbar
Dichte : 2,5 g/ml
Löslichkeit : wasserunlöslich.
Log Pow : Keine Daten verfügbar
Viskosität, kinematisch : Keine Daten verfügbar
Viskosität, dynamisch : Keine Daten verfügbar
Explosive Eigenschaften : Das Produkt ist nicht explosionsgefährlich.
Brandfördernde Eigenschaften : Keine Daten verfügbar
Explosionsgrenzen : Keine Daten verfügbar
9.2. Sonstige Angaben
Zusätzliche Hinweise : Nach unserer Kenntnis, keine
entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

10.1. Reaktivität

Das Produkt ist nicht reaktiv unter normalen Gebrauchs-, Lagerungs- und Transportbedingungen.

10.2. Chemische Stabilität

Stabil unter normalen Bedingungen.

10.3. Möglichkeit gefährlicher Reaktionen

Keine Polymerisation.

10.4. Zu vermeidende Bedingungen

Wärme. Kein offenes Feuer. Alle Zündquellen entfernen. Direkte Sonnenbestrahlung. Bei erhöhten Temperaturen kann eine gefährliche

Polymerisation stattfinden.

10.5. Unverträgliche Materialien

Oxidationsmittel. Reduktionsmittel. Organische Peroxide. Amine.

10.6. Gefährliche Zersetzungsprodukte

Keine Zersetzung bei normaler Verwendung und Lagerung.

11.1. Angaben zu toxikologischen Wirkungen

Akute Toxizität : Nicht eingestuft

2,2'-Ethylendioxy dimethanol dimethacrylat (109-16-0)

LD50 oral Ratte 10837 mg/kg

3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan (2530-85-0)

LD50 oral Ratte > 30000 mg/kg

LD50 Dermal Kaninchen > 15000 mg/kg

Ätz-/Reizwirkung auf die Haut : Verursacht Hautreizungen.

Schwere Augenschädigung/-reizung : Verursacht schwere Augenreizung.

Sensibilisierung der Atemwege/Haut : Kann allergische Hautreaktionen verursachen.

Keimzell-Mutagenität : Nicht eingestuft

Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt

Karzinogenität : Nicht eingestuft

Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt

Reproduktionstoxizität : Nicht eingestuft

Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt

Spezifische Zielorgan-Toxizität bei einmaliger

Exposition

: Kann die Atemwege reizen.

Spezifische Zielorgan-Toxizität bei wiederholter

Exposition

: Nicht eingestuft

Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt

Aspirationsgefahr : Nicht eingestuft

Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt

Mögliche schädliche Wirkungen auf den

Menschen und mögliche Symptome

: Aufgrund der verfügbaren Daten sind die Einstufungskriterien nicht erfüllt.

12.1. Toxizität

Ökologie - Allgemein : Freisetzung in die Umwelt vermeiden.

Ökologie - Wasser : Kann für Wasserorganismen schädlich sein, mit langfristiger Wirkung.

12.2. Persistenz und Abbaubarkeit

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

Persistenz und Abbaubarkeit Kann längerfristig schädliche Wirkungen auf die Umwelt haben.

12.3. Bioakkumulationspotenzial

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

Bioakkumulationspotenzial Keine Angaben.

(1-Methylethyliden) bis [4,1-phenylen oxy (2-hydroxy-3,1-propandiy)] bis-methacrylat (1565-94-2)

Biokonzentrationsfaktor (BCF REACH) 2,46

Log Pow 4,94

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan (2530-85-0)

Log Pow 0,75

12.4. Mobilität im Boden

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

Ökologie - Boden wasserunlöslich.

12.5. Ergebnisse der PBT- und vPvB-Beurteilung

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades)

Dieser Stoff/Gemisch erfüllt nicht die PBT-Kriterien der REACH-Verordnung, Annex XIII.

Dieser Stoff/Gemisch erfüllt nicht die vPvB-Kriterien der REACH-Verordnung, Annex XIII.

12.6. Andere schädliche Wirkungen

Andere schädliche Wirkungen : Nach unserer Kenntnis, keine.

Zusätzliche Hinweise : Keine weiteren Auswirkungen bekannt. Freisetzung in die Umwelt vermeiden

13.1. Verfahren der Abfallbehandlung

Örtliche Vorschriften (Abfall) : Als gefährlichen Abfall entsorgen.

Verfahren der Abfallbehandlung : Produkt mit aufsaugenden Mitteln aufnehmen. Inhalt/Behälter gemäß den Sortieranweisungen des zugelassenen Einsammlers entsorgen . Nicht in die Kanalisation gelangen lassen.

Empfehlungen für die Produkt-/Verpackung-

Abfallentsorgung

: Auf sichere Weise gemäß den lokalen/ nationalen Vorschriften entsorgen. Inhalt/Behälter einer Sammelstelle für gefährliche Abfälle oder Sonderabfälle zuführen.

Ökologie - Abfallstoffe : Freisetzung in die Umwelt vermeiden.

EAK-Code : 18 01 06* - Chemikalien, die aus gefährlichen Stoffen bestehen oder solche enthalten

Entsprechend den Anforderungen von ADR / RID / IMDG / IATA / ADN

14.1. UN-Nummer

Kein Gefahrgut im Sinne der Transportvorschriften

14.2. Ordnungsgemäße UN-Versandbezeichnung

14.3. Transportgefahrenklassen

14.4. Verpackungsgruppe

14.5. Umweltgefahren

Keine zusätzlichen Informationen verfügbar

14.6. Besondere Vorsichtsmaßnahmen für den Verwender

14.7. Massengutbeförderung gemäß Anhang II des MARPOL-Übereinkommens 73/78 und gemäß IBC-Code

Nicht anwendbar

15.1. Vorschriften zu Sicherheit, Gesundheits- und Umweltschutz/spezifische Rechtsvorschriften für den Stoff oder das Gemisch EU-Verordnungen

Folgende Verwendungsbeschränkungen (Annex XVII) gemäß Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) sind anwendbar:

3(b) Gefahrenklassen 3.1 bis 3.6, 3.7 Beeinträchtigung der

Sexualfunktion und Fruchtbarkeit sowie der Entwicklung, 3.8

ausgenommen narkotisierende Wirkungen, 3.9 und 3.10

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades) - 2,2'-Ethylendioxy

dimethanol dimethacrylat - Poly (oxy-1,2-ethandiy), α , α' - [(1-

methylethyliden) di-4,1-phenylen] bis [ω - [(2-methyl-1-oxo-2-

propen-1- Yl) oxy] -

3(c) Stoffe oder Gemische, die den Kriterien einer der nachstehenden

Gefahrenstufen oder -kategorien gemäß Anhang I der Verordnung (EG)

Nr. 1272/2008 entsprechen: Gefahrenklasse 4.1

REVOLUTION FORMULA 2 (all shades) - Poly (oxy-1,2-ethandiy),

α , α' - [(1-methylethyliden) di-4,1-phenylen] bis [ω - [(2-methyl-1-

oxo-2-propen-1- Yl) oxy] -

Enthält keinen REACH-Kandidatenstoff

Enthält keinen in REACH-Anhang XIV gelisteten Stoff

entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

Nationale Vorschriften

Verordnung 2015/830 /EC (CLP), 1907/2006/EC (REACH), 1272/2008/EC, 790/2009/EC. Landtransport ADR/RID und

GGVS/GGVE

(grenzüberschreitend/Inland), Seeschiffstransport IMDG/GGVSee, Lufttransport ICAO-TI und IATA-DGR, Grenzwerte am Arbeitsplatz, MAK-Werte.

EG-abfallkatalog.

Deutschland

VwVwS, Verweis auf Anhang : Wassergefährdungsklasse (WGK) 3, Stark wassergefährdend (Einstufung nach VwVwS, Anhang 4)

Störfall-Verordnung - 12. BImSchV : Unterliegt nicht der 12. BImSchV (Bundes-Immissionsschutzverordnung) (Störfall-Verordnung)

15.2. Stoffsicherheitsbeurteilung

Eine Stoffsicherheitsbeurteilung wurde nicht durchgeführt

Änderungshinweise:

Zusammensetzung/Angaben zu Bestandteilen. Mögliche Gefahren. Kennzeichnungselemente.

Empfehlungen für die Abfallentsorgung.

2.1 Einstufung gemäß

Verordnung (EG) Nr.

1272/2008 [CLP]

Hinzugefügt

2.2 Gefahrenpiktogramme

(CLP)

Hinzugefügt

2.2 Sicherheitshinweise

(CLP)

Hinzugefügt

2.2 Gefahrenhinweise

(CLP)

Hinzugefügt

2.2 Signalwort (CLP) Hinzugefügt

2.2 EUH Sätze Entfernt

3 Zusammensetzung/An

gaben zu Bestandteilen

Geändert

4.1 Erste-Hilfe-

Maßnahmen nach

Verschlucken

Geändert

4.1 Erste-Hilfe-

Maßnahmen allgemein

Geändert

4.1 Erste-Hilfe-

Maßnahmen nach

Hautkontakt

Geändert

4.1 Erste-Hilfe-

Maßnahmen nach

Einatmen

Geändert

4.1 Erste-Hilfe-

Maßnahmen nach

Augenkontakt

Geändert

4.2 Symptome/Schäden

nach Einatmen

Hinzugefügt

4.2 Symptome/Schäden

nach Hautkontakt

Hinzugefügt

4.2 Symptome/Schäden Entfernt

4.2 Symptome/Schäden

nach Augenkontakt

Hinzugefügt

4.3 Sonstige medizinische

Empfehlung oder

Behandlung

Geändert

5.2 Gefährliche

Zerfallsprodukte im

Brandfall

Geändert

5.3 Löschanweisungen Geändert

6.1 Allgemeine

Maßnahmen

Geändert

6.1 Schutzausrüstung Hinzugefügt

6.1 Notfallmaßnahmen Hinzugefügt
6.2 Umweltschutzmaßnahmen
Geändert
6.3 Reinigungsverfahren Geändert
7.1 Hygienemaßnahmen Hinzugefügt
7.1 Schutzmaßnahmen zur
sicheren Handhabung
Geändert
7.2 Lagerbedingungen Geändert
entspricht der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH) einschließlich Änderungsverordnung (EU) 2015/830

7.2 Unverträgliche

Materialien

Geändert

8.2 Handschutz Geändert

8.2 Augenschutz Geändert

8.2 Persönliche

Schutzausrüstung

Geändert

9.1 Löslichkeit Geändert

10.3 Möglichkeit gefährlicher

Reaktionen

Geändert

10.4 Zu vermeidende

Bedingungen

Geändert

11.1 Mögliche schädliche

Wirkungen auf den

Menschen und

mögliche Symptome

Geändert

12.1 Ökologie - Allgemein Geändert

12.1 Ökologie - Wasser Hinzugefügt

12.2 Persistenz und

Abbaubarkeit

Geändert

12.4 Ökologie - Boden Geändert

13.1 EAK-Code Geändert

13.1 Verfahren der

Abfallbehandlung

Geändert

13.1 Örtliche Vorschriften

(Abfall)

Geändert

13.1 Empfehlungen für die

Abfallentsorgung

Geändert

16 Datenquellen Hinzugefügt

16 Sonstige Angaben Hinzugefügt

Datenquellen : Verordnung 2015/830 /EC (CLP), 1907/2006/EC (REACH), 1272/2008/EC, 790/2009/EC.

Landtransport ADR/RID und GGVS/GGVE (grenzüberschreitend/Inland),

Seeschifftransport IMDG/GGVSee, Lufttransport ICAO-TI und IATA-DGR, Grenzwerte am

Arbeitsplatz, MAK-Werte. EG-abfallkatalog.

Sonstige Angaben : Keine.

Ausgabedatum : 19.05.2009

Überarbeitungsdatum : 31.01.2017

Ersetzt : 28/08/2015

Datum der totalrevision : 31.01.2017

Version : 6.0

Signature : A. Åsebø Murel

Vollständiger Wortlaut der H- und EUH-Sätze:

Aquatic Chronic 4 Chronisch gewässergefährdend, Kategorie 4

Eye Irrit. 2 Schwere Augenschädigung/-reizung, Kategorie 2

Skin Irrit. 2 Verätzung/Reizung der Haut, Kategorie 2

Skin Sens. 1 Sensibilisierung — Haut, Kategorie 1

Skin Sens. 1A Sensibilisierung — Haut, Kategorie 1A

STOT SE 3 Spezifische Zielorgan-Toxizität (einmalige Exposition), Kategorie 3, Atemwegsreizung

H315 Verursacht Hautreizungen

H317 Kann allergische Hautreaktionen verursachen

H319 Verursacht schwere Augenreizung

H335 Kann die Atemwege reizen

H413 Kann für Wasserorganismen schädlich sein, mit langfristiger Wirkung

Die Angaben dieses Datenblatts werden in Anbetracht der gegenwärtigen Kenntnisse und Erfahrungen als korrekt angesehen, es kann jedoch keine Vollständigkeitsgarantie hinsichtlich der

Informationen gewährleistet werden. Deswegen liegt es im Interesse des Verbrauchers, Sicherheit darüber zu erhalten, dass die Angaben in Bezug auf den vorgesehenen

Anwendungsbereich
ausreichen.

12.2.3 Torsiometer

Drehmomentschraubendreher TORSIOMETER Nr. 760

- anzeigend
- Torsionsflachfeder als Messelement
- Rechtsanzug (mit Schleppzeiger) und Linksanzug
- mit 1/4" Innensechskant (F 6,3 DIN 3126)
- Vergleichsskala in·lb und Schleppzeiger
- Einsätze und Verbindungsteile mit Außensechskant E 6,3 (1/4") DIN 3126/ISO 1173 werden im Aufnahmeschaft gut geführt und sicher gehalten <!-- (Bits-Schraubendrehereinsätze s. S. [171758]) -->
- zur Aufnahme von 1/4"-Steckschlüsseleinsätzen bitte Verbindungsteil Nr. 3115 bestellen <!-- (s. S. [171738]) -->
- Zertifikat gemäß DIN EN ISO 6789-2:2017
- **Anzeigeabweichung $\pm 4 \%$**

Technische Daten:

Code	51040007
EAN Code	4018754118908
Artikel-Nr.	760/7,5
Messbereich [E1]	15–75 cN·m

12.2.4 Drucktopf Palamat elite

	650 W
Nennspannung / Sicherungstyp	100 V, 2 x T8A / 250 V 120 V, 2 x T6,3A / 250 V 230 / 240 V, 2 x T4A /250 V
Nennfrequenz	50/60 Hz
Schutzklasse	1
Verschmutzungsgrad	2
Druckanschluss	3 bis 10 bar
Nenndruck	2 bar
max. Betriebsdruck	2,8 bar
Betriebstemperatur Wasser	45°C / 55°C / 90°C Abweichung +/- 2,5 °C bzw. ca. 5%
Höhe Breite Tiefe Gewicht	Gerätemaße ca. 340 mm ca. 360 mm ca. 350 mm ca. 6 kg

Umgebungsbedingungen :

- Temperaturbereich 0°C bis + 40°C
- Relative Luftfeuchte zwischen 30% und 75%
- Netzspannung $\pm 10\%$ vom Nennwert
- Verwendung nur in Innenräumen
- Keine direkte UV – Einstrahlung
- Max. 2000m über NN
- Überspannungskategorie II
- Verschmutzungsgrad 2

12.2.5 Gießharz



Viapal UP 223 BS/65

Technisches Merkblatt Viapal UP 223 BS/65 - Gießharz

CHARAKTERISTIK

Polyesterharz - VIAPAL UP 223 BS/65 ist ein in Styrol gelöstes, kobaltvorbeschleunigtes und lichtstabilisiertes, ungesättigtes Polyesterharz mittlerer Reaktivität. Formstoffe sind glasklar und entsprechen dem Typ 1110 nach DIN 16 946, Teil 2.

ANWENDUNG

Das Polyesterharz **VIAPAL UP 223 BS/ 65** eignet sich zur Herstellung von Formstoffen im Gießverfahren. Vorzugsweise wird es für Einbettungen, z.B. bei Werbegeschenken, im Hobby-Sektor etc. eingesetzt. Außerdem wird das Polyesterharz **VIAPAL UP 223 BS/65** zur Fertigung von glasklarem Stabmaterial für Knöpfe verwendet. Gießlinge mit größerem Volumen lassen sich im Ein – oder Mehrschichtgießverfahren rissfrei Fertigen. Beim Eingießen muss vorher das einzubettende Material auf Styrolunempfindlichkeit geprüft werden. Eine Veränderung des Monomeregehaltes ergibt andere als im Merkblatt angegebene Eigenschaften.

LIEFERFORM

65% in Styrol.

KENNDATEN

Regelmäßig bestimmt:

Gehalt an nichtflüchtigen Anteilen (2g, 125°C, 1 Stunde)	DIN EN ISO 3251		(%)	63-67
Dynamisch Viskosität bei 23 °C Kegel-Platte-Scherrate : 500 s	DIN EN ISO 3219		(mPa.s)	600-800
Säurezahl	DIN 53 402		(mg KOH/g)	Max.30
g bei 25°C mit 1% MEKP (33%)	DIN 16 945	25-35°C 25°C-T max. T max.	(min) (min) (°C)	20-30 45-55 35-55

Nicht regelmäßig bestimmt:

Gelierzit bei 20°C Mit 1% MEKP (33%)	DIN 16 945		(min)	25-35
Dichte bei 20°C	DIN 53 217		(g/ml)	Ca. 1, 12
Flammpunkt	DIN 53 213		(°C)	Ca.34
Lagerfähigkeit bei max. 25°C und unter Lichtausschluss			(Monate)	Mind.6

Seite 1 von 3

DD Composite GmbH, Zu den Bürgerhufen 6, 04924 Bad Liebenwerda (Gewerbegebiet Lausitz)
Tel: 035341-47098 Fax: 035341-47099, E-Mail: gfk@phd-24.de, WEB: www.phd-24.de

EIGENSCHAFTEN VON FORMSTOFFEN AUS VIAPAL UP 223 BS/65

Daten des unverstärkten, polymerisierten Harzes

Biegefestigkeit	DIN EN 63	(N/mm ²)	90
E- Modul aus dem Biegeversuch	DIN 53 457	(N/mm ²)	3500
Zugfestigkeit	DIN EN 61	(N/mm ²)	55
Bruchdehnung	DIN EN 61	(%)	2,5
Barcolhärte	DIN EN 59	–	35
Schlagzähigkeit	DIN 53 453	(kJ/m ²)	8
Kugeldruckhärte Hc 60	DIN 53 456	(N/mm ²)	180
Wärmeformbeständigkeit nach Martens	DIN 53 458	(°C)	55
Wärmeformbeständigkeit nach ISO 75/A	DIN 53 461	(°C)	70
Glasübergangstemperatur	DIN 53 455	(°C)	80
Wärmeleitfähigkeit	DIN 52 612	(W/mK)	0,14
Lineare Wärmedehnzahl 0-70°C	VDE 0304	(10 K)	115
Spezifische Wärme 0-70°C	VED 0335	(kJ/kg K)	1,4
Volumenschrumpf	DIN 16 946	(%)	7
Dichte bei 20°C	DIN 53 479	(g/cm ³)	1,22
Wasseraufnahme nach 7 Tagen bei 20°C	–	(%)	0,4
Dielektrizitätszahl ϵ bei 10 ⁴ Hz	DIN 53 483	–	3,0
Dielektrischer Verlustfaktor $\tan \delta$ bei 10 ⁴ Hz	DIN 53 483	–	0,02
Oberflächenwiderstand	DIN 53 482	(Ω)	1013
Spez. Durchgangswiderstand	DIN 53 482	(Ω cm)	1015
Kriechwegbildung	DIN (EC 112)	(V)	PTI 600

Härtungssystem: Methylmethakrylonperoxid

Nachhärtung: 15 Stunden bei ISO 75- Temperatur

Klima: 23°C/50% rel. Luftfeuchtigkeit nach Din 50 014, wenn nicht besonders gekennzeichnet

VERARBEITUNG

Mischungsverhältnis	100 Teile Harz / 0,8-2 Teile Härter (Volumen oder Gewicht)	bei 20°C
Verarbeitungszeit	25-35 min.	
Entformbar	24h	
Endfest	48h	
Überlaminiertbar	7Tage	
Verarbeitungstemperatur	18-25°C	

Seite 2 von 3

BESONDERE HINWEISE

DD Composite GmbH, Zu den Bürgerhufen 6, 04924 Bad Liebenwerda (Gewerbegebiet Lausitz)
Tel: 035341-47099 Fax: 035341-47099, E-Mail: info@rhd-24.de, WEB: www.rhd-24.de

Viapal UP 223 BS/65

VIAPAL UP 223 BS/65 wird je nach Dicke des Formteils mit 0,8 bis 2,0% Ketonperoxid gehärtet.
(je dünnere Schicht der Auftrag desto mehr Zugabe von Härter erforderlich, bei bestimmten Schichtdicken evtl.
vorher Testen oder unseren Kundendienst kontaktieren)

Gelegnete Peroxide:

Andonox KP-9
Butanox M-50
Luperox GZS
MEKP-LA-3

Andere Ketonperoxide sind dann verwendbar, wenn sie das glasklar aushärtende Polyesterharz VIAPAL UP 223 BS/65 nicht verfärbt.

Nachhärtung

Um eine optimale Aushärtung bei Formstoffen zu erzielen, ist eine thermische Nachbehandlung in Abhängigkeit von Temperatur, Zeit und Wanddicke erforderlich. Für aus Polyesterharz VIAPAL UP 223 BS/65 bei Raumtemperatur gefertigte Formstoffe wird bei ca. 10mm Dicke des Teiles als Richtwert eine Nachhärtung von mind. 2 Stunden bei 60°C empfohlen.

Lagerung

Angebrochene Gebinde nur mit originalem Deckel fest verschließen. Kühl und trocken lagern. Bei optimaler Lagerung mind. 6 Monate haltbar.

Arbeitsmittelreinigung

Gehärtete Harze sind nur mechanisch, wie zum Beispiel durch Abschleifen zu reinigen! Mit Aceton können nicht gehärtete Harzreste vom Werkzeug gelöst werden, diese müssen dann ausreichend auslöten, um ein Eintragen des Reinigers in neue Gebinde zu vermeiden!

Vorsichtsmaßnahmen

Bei der Verarbeitung von ungesättigten Polyesterharzen sind die Angaben im Sicherheitsdatenblatt zu beachten!

Weitere Informationen

Bei weiteren Fragen, zum Beispiel zur Verarbeitung oder zum Produkt, stehen wir Ihnen gern telefonisch zur Verfügung.

Die in dieser Druckschrift enthaltenen Angaben beruhen auf sorgfältigen Untersuchungen. Sie dienen der Information, befreien den Verwender jedoch nicht von eigenverantwortlichen Versuchen für die beabsichtigten Zwecke und von Prüfungen der Gefahr einer Verletzung etwaiger Schutzrechte Dritter. Die Angaben sind unverbindlich und stellen insbesondere keine zugesicherten Eigenschaften im Sinne von Gesetzen dar. Eine Haftung für die Richtigkeit und Vollständigkeit der Angaben ist ausgeschlossen.

Seite 3 von 3

12.2.6 Härter für Gießharz



MEKP-Härter

-für ungesättigte Polyesterharze-

Der Härter HP-MEKP ist ein mittelreaktiver Standardhärter für Polyesterharze.

Eigenschaften und Einsatzgebiete:

- Einsetzbar für die vorbeschleunigten Polyesterharze der Reihe HP-P21, Fremdharze erfordern ggf. Vorversuche!
- Ausgelegt für Laminierharze und Gel- / Topcoats mit Co-Oxalat Beschleuniger
- Mittelreaktiv, bei Raumtemperatur zu verwenden
- Geeignet für: Handauflege-, Faserspritz-, Schleuder-, Infusions- und Wickelverfahren

Verarbeitungsdaten:

Chemische Natur Farbegebung	Methylethylketonperoxid farblos
Mischungsverhältnis	entsprechend der Empfehlung des jeweiligen Harzsystems
Einsatztemperatur	15-25 °C

Eigenschaften:

Peroxidgehalt	9,1	%	
Freie Hydrogen Peroxide	1,6 - 1,8	%	
Flammpunkt	> 80	°C	(Seta)
Viskosität (bei 20°C)	20	mPas	
Wassergehalt	1,5	%	

Sicherheitshinweise:



GEFAHR
Wiederholter Kontakt kann zu spröder oder rissiger Haut führen.
Erwärmung kann Brand verursachen.
Gesundheitsschädlich bei Verschlucken.
Verursacht schwere Verätzungen der Haut und schwere Augenschäden.
Verursacht schwere Augenreizung.
Gesundheitsschädlich bei Einatmen.
Kann Schläfrigkeit und Benommenheit verursachen.

Weiterführende Sicherheitshinweise:

Nicht in die Hände von Kindern gelangen lassen. Einatmen von Dämpfen und Produktkontakt mit der Haut vermeiden. Geeignete Schutzhandschuhe und Schutzbrille tragen.
Bei Anwendung nicht essen oder rauchen. Mengen der Einzelansätze auf den jeweiligen Arbeitsschritt abstimmen. Kann Brand verursachen. Behälter dicht geschlossen halten und an einem kühlen Ort aufbewahren.
Von starken Säuren, Basen, Schwermetallsalzen und reduzierenden Substanzen fernhalten. Bei Berührung mit den Augen sofort gründlich mit Wasser abspülen und umgehend Arzt konsultieren. Bei der Arbeit geeignete Schutzkleidung, Schutzhandschuhe und Schutzbrille/Gesichtsschutz tragen. Nicht mischen mit Beschleunigern und Promotoren.



HP-Textiles GmbH • Otto-Hahn-Strasse 22 • D-45499 Schapen
E-Mail: info@hp-textiles.com Tel.: +49 (0) 5905 - 04 505 70
Webseite: www.hp-textiles.com Fax: +49 (0) 5905 - 04 505 74



Rev. 2018-11me2

Anwendungshinweise:

Einsatz mit den ungesättigten, mittels Co-Oxalat vorbeschleunigten, Polyesterharzen der Reihe HP-P21. Härtung von externen „Fremdharzen“ möglich- wir empfehlen Vorversuche zur Prüfung auf Tauglichkeit für den jeweiligen Anwendungsfall.
System nur im optimalen Verarbeitungsbereich anwenden. Die relative Luftfeuchtigkeit der Umgebung darf 70% nicht überschreiten. Unter Beachtung der Sicherheitshinweise werden in einem geeigneten Mischbehälter gemäß Kenndaten des Produktdatenblattes, Harz und Härter eingewogen. Abweichungen vom Mischungsverhältnis führen zu unvollständiger Aushärtung und dadurch bedingt zu Eigenschaftsverlusten.
Mit einem Rührstab/ Propeller gründlich, intensiv unter Einbeziehung der Randzonen durchmischen. Größere Ansatzmengen (>100g Polyesterharz) und höhere Temperaturen (>25°C) verkürzen die Verarbeitungszeit.

Arbeitsmittelreinigung:

Nicht ausgehärtete Produktreste können mit Aceton abgelöst werden.

Lagerung:

Schraubverschluss von Produktresten betreiben. Deckel nicht vertauschen. Angebrochene Gebinde fest verschließen. Kühl und trocken bei unter 20°C lagern. Vor Frost schützen. Von Zünd- und Wärmequellen (auch direkte Sonneneinstrahlung) fernhalten. Nicht in der Nähe von Promotern, Beschleunigern, Oxidations- oder Reduktionsmitteln, starken Säuren oder Basen lagern.

Liefergebinde:

Kunststoffbehälter mit Sicherheitsverschluss in den Liefermengen 20, 100, 200 und 600g sowie 1, 5 und 25kg. Größere Gebinde nach Absprache.

Entsorgung:

Nicht in die Kanalisation, in Gewässer oder ins Erdreich gelangen lassen. Entsorgung entsprechend lokaler Richtlinien für Sondermüll.

Weiterführende Informationen:

Weitere anwendungsspezifische Informationen können angefordert oder auf unserer Internetseite unter Produktinfo abgerufen werden. Gerne beraten wir Sie auch telefonisch.

Die Angaben in diesem Produktdatenblatt wurden nach bestem Wissen zusammengestellt und entsprechen unserem derzeitigen Erkenntnisstand. Eine Verbindlichkeit / Gewährleistung für das Verarbeitungsergebnis im Einzelfall, können wir jedoch aufgrund der Vielzahl der Anwendungsmöglichkeiten und der außerhalb unserer Einflussnahme liegenden Lagerungs- und Verarbeitungsbedingungen unserer Produkte nicht übernehmen. Wir raten generell zu Vorversuchen.

Mit Erscheinen des Datenblattes werden alle früheren Ausgaben und daraus resultierenden Daten ungültig.

13 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe – Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel:

Die elastische Verformung von Implantaten mit konischer Implantat-Abutment-Verbindungen bei extraaxialer Belastung in Abhängigkeit der Einbett-Tiefe -in vitro Versuch-

in der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Carolinum unter Betreuung und Anleitung von Herrn Univ.-Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer mit Unterstützung durch Herrn Dipl.-Ing. Dr. Holger Zipprich ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

(Ort, Datum)

(Unterschrift)