

Aus der Abteilung Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
des Instituts für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**UNTERSUCHUNG DER ABZUGSFESTIGKEIT EINES EXPERIMENTELLEN ZEMENTES ZUR
BEFESTIGUNG VON VOLLKERAMIK-IMPLANTATSUPRAKONSTRUKTIONEN IM VERGLEICH MIT
ZWEI BEREITS GENUTZTEN ZEMENTEN**
– EINE *IN VITRO*-STUDIE –

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Hasan Coskun

aus Igdır/Türkei

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. rer. nat. W.-D. Müller

2. Prof. Dr. med. dent. M. Walter

3. Priv.-Doz. Dr. med. F. P. Strietzel

Datum der Promotion: 07.09.2012

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG | 4 |
| 1.1 | SCHRIFTTUMSÜBERSICHT | 6 |
| 1.1.1 | <i>Befestigungstechniken von Implantat-Suprakonstruktionen</i> | 6 |
| 1.1.1.1 | Verschraubung | 7 |
| 1.1.1.2 | Befestigung mit Zement | 8 |
| 1.1.1.3 | Vor- und Nachteile der verschiedenen Techniken | 11 |
| 1.1.2 | <i>Implantat-Suprakonstruktionen – Metall- vs. Vollkeramik</i> | 12 |
| 1.1.3 | <i>Untersuchungen zur Abzugsfestigkeit zementierter Implantat-Suprakonstruktionen</i> | 13 |
| 1.2 | FRAGESTELLUNG DER VORLIEGENDEN UNTERSUCHUNG | 17 |
| 2 | MATERIAL UND METHODEN | 19 |
| 2.1 | VERSUCHSPLANUNG | 19 |
| 2.2 | MATERIALIEN | 21 |
| 2.2.1 | <i>Implantat-Prüfkörper</i> | 21 |
| 2.2.2 | <i>Kronenaufbau</i> | 22 |
| 2.2.3 | <i>Befestigungszemente</i> | 23 |
| 2.2.3.1 | Harvard schnellhärtend | 23 |
| 2.2.3.2 | Implantlink semi | 24 |
| 2.2.3.3 | Experimenteller Zement | 24 |
| 2.3 | VORGEHENSWEISE BEI DER ZEMENTIERUNG UND LAGERUNG | 25 |
| 2.3.1 | <i>Zementierung</i> | 25 |
| 2.3.2 | <i>Lagerung</i> | 25 |
| 2.4 | ZUGVERSUCHE | 26 |
| 2.4.1 | <i>Vorbereitung der Abzugsversuche</i> | 26 |
| 2.4.2 | <i>Messung der Abzugskräfte</i> | 26 |
| 2.4.3 | <i>Beurteilung der Zementhaftung nach Abschluss der Abzugsversuche</i> | 29 |
| 2.5 | STATISTISCHE AUSWERTUNG | 29 |
| 3 | ERGEBNISSE | 32 |
| 3.1 | ABZUGSKRÄFTE BEI VERWENDUNG DER DREI ZEMENTE | 32 |
| 3.1.1 | <i>Harvard-Zement (schnellhärtend)</i> | 32 |
| 3.1.1.1 | Wasserlagerung | 34 |
| 3.1.1.2 | Gerüstaufrauung | 35 |
| 3.1.1.3 | Kronenaufrauung | 36 |
| 3.1.2 | <i>Implantlink semi</i> | 37 |
| 3.1.2.1 | Wasserlagerung | 38 |
| 3.1.2.2 | Gerüstaufrauung | 39 |
| 3.1.2.3 | Kronenaufrauung | 40 |

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 3.1.3 | <i>Experimenteller Zement</i> | 41 |
| 3.1.3.1 | Wasserlagerung | 42 |
| 3.1.3.2 | Gerüstaufrauung | 43 |
| 3.1.3.3 | Kronenaufrauung | 44 |
| 3.2 | EINFLUSS DES ZEMENTS | 45 |
| 3.2.1 | <i>Gesamtstichprobe</i> | 45 |
| 3.2.2 | <i>Gerüst und Krone maschinenbearbeitet, ohne TWL</i> | 46 |
| 3.2.3 | <i>Gerüst und Krone maschinenbearbeitet, mit TWL</i> | 48 |
| 3.2.4 | <i>Gerüst aufgeraut, Krone maschinenbearbeitet, ohne TWL</i> | 50 |
| 3.2.5 | <i>Gerüst aufgeraut, Krone maschinenbearbeitet, mit TWL</i> | 52 |
| 3.2.6 | <i>Gerüst maschinenbearbeitet, Krone aufgeraut, ohne TWL</i> | 54 |
| 3.2.7 | <i>Gerüst maschinenbearbeitet, Krone aufgeraut, mit TWL</i> | 56 |
| 3.2.8 | <i>Gerüst und Krone aufgeraut, ohne TWL</i> | 58 |
| 3.2.9 | <i>Gerüst und Krone aufgeraut, mit TWL</i> | 60 |
| 3.3 | EINFLÜSSE AUF DAS ZEMENTVERSAGEN | 62 |
| 4 | DISKUSSION | 64 |
| 4.1 | ZUSAMMENFASSENDER BEWERTUNG DER ERGEBNISSE | 64 |
| 4.2 | DISKUSSION DER METHODIK | 70 |
| 4.3 | VERGLEICH DER ERGEBNISSE MIT DER LITERATUR | 71 |
| 4.4 | SCHLUSSFOLGERUNGEN | 74 |
| 5 | ZUSAMMENFASSUNG | 76 |
| 6 | SUMMARY | 77 |
| 7 | LITERATURVERZEICHNIS | 78 |
| 8 | ANHANG | 90 |
| 8.1 | VERZEICHNIS DER TABELLEN UND ABBILDUNGEN | 90 |
| 8.2 | TABELLARISCHE DARSTELLUNG DER ABZUGSKRÄFTE UNTER DEN UNTERSCHIEDLICHEN VERSUCHSBEDINGUNGEN | 92 |
| 9 | DANKSAGUNG | 94 |
| 10 | LEBENS LAUF | 95 |
| 11 | ERKLÄRUNG | 96 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---|--|
| AEE | Acetessigsäureethylester |
| Al ₂ O ₃ | Aluminiumoxyd (Korund) |
| CAD | Computer-Aided Design (computergestütztes Design) |
| CAM | Computer-Aided Manufacturing (computergestützte Fertigung) |
| IQR | Inter-Quartile Range (Interquartilabstand) |
| PMMA..... | Polymethylmethacrylat |
| RCT | Randomized Controlled Trial (randomisierte kontrollierte Studie) |
| SPSS..... | Statistical Package for the Social Sciences |
| SZ..... | säurezahlmodifiziert |
| TWL..... | Temperaturwechsel-Wasserlagerung |
| Zn ₃ (PO) ₄ | Zinkphosphat |

1 Einleitung und Problemstellung

Die Integration von Zahnersatz auf der Basis von Implantaten hat sich in den vergangenen vier Jahrzehnten von einer eher experimentellen Maßnahme zu einem etablierten und probaten Standardverfahren mit hohen Erfolgsquoten entwickelt. Die Implantologie stellt heute einen bedeutenden Wachstumsbereich in der Zahnmedizin dar, da sie die mit Abstand besten Voraussetzungen für ästhetischen Zahnersatz bietet und der Bedarf von Patienten an nicht nur funktionell, sondern auch ästhetisch optimalem Zahnersatz stark steigend ist [11]. Zudem stellt die Integration von Implantaten unter klinisch-ästhetischen Gesichtspunkten heute nicht nur für den Einzelzahnersatz, sondern auch als Basis einer Reihe von festsitzenden und herausnehmbaren Restaurationen im teil- oder unbezahnten Kiefer die Methode der Wahl dar und ermöglicht in vielen Fällen ein Ergebnis, das in funktioneller und ästhetischer Hinsicht praktisch einer *Restitutio ad integrum* entspricht [62].

Es gibt heute eine Vielzahl erprobter Implantatsysteme, die klinische Ergebnisse mit 10-Jahres-Überlebensraten von über 90 % erwarten lassen [28-30, 33, 36, 37, 79]. Allerdings ist die Zahl vorliegender Langzeitstudien mit hohem Evidenzgrad bislang niedrig [28, 30, 31, 36, 37], so dass eine realistische Schätzung der „echten“ Langzeitprognose problematisch ist, obwohl auch für komplizierte Situationen, etwa in Form eines qualitativ und/oder quantitativ unzureichenden Knochenangebots [32, 34, 35] oder einer Freisituation [2], inzwischen probate Methoden zur Verfügung stehen.

Es gibt aber eine kaum zu überschauende Vielfalt von Implantatsystemen, die sich weniger in den konstruktiven und materialtechnischen Grundlagen – hier dominieren vergleichsweise wenige Grundformen (Schraube und Zylinder) sowie Materialien (Titan und Keramik) –, aber dafür umso mehr in der konkreten Ausgestaltung von Oberflächen und Verbindungen zwischen Implantat, Abutment und Suprakonstruktion unterscheiden.

Aufgrund des sehr gut erprobten und dokumentierten Osseointegrationsverhaltens ist das Titan mit mikrorauer Oberfläche heute der Goldstandard. Durch den guten Kontakt zwischen Metall und Knochen und/oder durch Osteokonduktion ergibt sich bei sachgemäßer Insertion eine enge mechanische Verankerung zwischen Metall und Knochen [18]. Der limitierende Faktor für den langfristigen Implantationserfolg ist daher nicht nur in der „Materialpaarung“ Implantat - Knochen, sondern in der ästhetik- und funktionsge-

rechten Planung und Ausführung der gesamten implantologischen Behandlungsmaßnahme zu sehen.

Daher müssen eine Reihe von verschiedenen Aspekten berücksichtigt werden:

- dreidimensionale Implantatpositionierung [z. B. 17, 51, 84, 92];
- vertikale Implantatposition [53, 84, 92];
- Einheilungsmethode, Zeitpunkt der Implantation und ggf. Zeitpunkt und Methode der Eröffnung sowie chirurgische Maßnahmen zur Vorbereitung des knöchernen Implantatlagers und der Weichteile [17, 32-36, 51, 53, 84, 92];
- patientenbezogene Faktoren, etwa Zahnform, Sichtbarkeit, Lachlinie, Weich- und Hartgewebsanatomie [51, 92];
- Implantatdesign und Prothetik [37, 79].

Als Material für Suprakonstruktionen haben sich Metall-Keramik-Verbundsysteme bewährt, doch nimmt der Anteil an Vollkeramiken stetig zu.

Während bei den „traditionellen“ Konstruktionen aus Titanimplantat und Metallkeramik ausschließlich Metall-Metall-Verbindungen auftreten, wird bei der Verwendung von Vollkeramik-Suprakonstruktionen eine Verbindung zwischen Metall und Keramik erforderlich, die zwar einerseits gegenüber den Kaukräften resistent, aber andererseits im Falle einer Reparatur oder eines Austausches jederzeit lösbar sein muss. Neben der herkömmlichen Verschraubung von Abutment und Suprakonstruktion hat sich in den letzten Jahren zunehmend die adhäsive Befestigung etabliert [45, 77, 100]. Im Gegensatz zur adhäsiven Befestigung permanenter Restaurationen, die im Prinzip immer so fest wie möglich erfolgen soll und darf, wirft die adhäsive Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten die besondere Anforderung auf, durch Kräfte lösbar sein zu müssen, die die Osseointegration des Implantats selbst nicht gefährden [99]. Deshalb kommen in diesem Anwendungsbereich in der Regel Zemente zur provisorischen Befestigung zur Anwendung.

Grundsätzlich ist bei dieser Befestigungsform zu fordern, dass die Abzugskräfte zum einen vorhersagbar sind und zum anderen in einem Bereich liegen, der einerseits eine jahrzehntelange ungestörte Funktion und andererseits ein Lösen der Suprakonstruktion ohne Gefährdung des eigentlichen Implantats ermöglicht. Dies erfordert nach der

vorliegenden Literatur Abzugskräfte in der Größenordnung von etwa 100 (maximal aber 200) N [siehe 13, 97].

Für jeden neuen Zement, der zur adhäsiven Befestigung von Implantat-Suprakonstruktionen zum Einsatz kommen soll, müssen daher unter Verwendung der in Frage kommenden „Paarungen“ von Material und Oberflächenbehandlung Grundlagenuntersuchungen zur Abzugsfestigkeit durchgeführt werden. In der vorliegenden Arbeit geschieht dies für einen experimentellen Zement im Vergleich zu zwei konventionellen, bereits genutzten Zementen für die Verbindung von Titangerüsten und Vollkeramik-Suprakonstruktionen.

1.1 Schrifttumsübersicht

1.1.1 Befestigungstechniken von Implantat-Suprakonstruktionen

Trotz zahlreicher Detailunterschiede lassen sich bestimmte konstruktive Grundelemente implantatgestützter Restaurationen unterscheiden, die jeweils reversibel miteinander verbunden werden müssen.

Dies sind:

- der Implantatkörper (z. Zt. hauptsächlich Titan), der im Knochen verankert wird,
- das transmukosale Abutment (ebenfalls z. Zt. noch hauptsächlich aus Metall), das in den Implantatkorpus eingeschraubt wird sowie
- die aus Vollkeramik oder Metallkeramik gefertigte Krone, die auf dem Abutment fixiert wird.

In der zahnärztlichen Praxis werden häufig Kombinationen unterschiedlicher Werkstoffe eingesetzt, sei es zum Zwecke der Verblendung von Gerüsten oder auch zur Befestigung von zahnärztlichen Konstruktionen am Zahn und eben auch bei der Befestigung von Implantat-Suprakonstruktionen auf Implantaten.

Letztere sind wesentlich für den langfristigen Erfolg der Restauration bei Beachtung folgender Gesichtspunkte:

- Nur eine gegen Zug-, Druck- und Scherkräfte ausreichend stabile Verbindung gewährleistet, dass die Konstruktion jahrzehntelang sicher *in situ* verbleibt;
- Randspalten sollten minimal sein bzw. idealerweise gar nicht auftreten, um so einen optimalen Schutz der Kontaktflächen, Abutmentaußenfläche und Innenfläche der Suprakonstruktion zu gewährleisten und damit die Bildung von Prädilektionsstellen für eine Plaqueakkumulation mit den entsprechenden unerwünschten Folgen zu vermeiden;
- im Falle von adhäsiv befestigten Restaurationen wird die Ausbildung einer möglichst gleichmäßigen Klebschicht zwischen 20 – 50 µm gefordert, um neben den o. g. Punkten auch okklusale Fehler zu vermeiden;
- die Abnehmbarkeit von Suprakonstruktionen ist seit den Anfängen der Implantologie eine Grundforderung [64], um so Kontrolle und Reinigung sicherzustellen.

Nahe liegend sind und in der bisherigen Praxis bewährt haben sich dafür Schraubverbindungen. Zunehmend werden aber auch Suprakonstruktionen adhäsiv befestigt, was je nach verwendetem Befestigungsmaterial auch als Kleben bzw. Zementieren bezeichnet werden kann.

1.1.1.1 Verschraubung

Die geschraubte Verbindung zwischen Implantat und Suprakonstruktion ist vielfach bewährt und in vielen Fällen auch die einzige zuverlässige Möglichkeit. Es werden konfektionierte Schrauben aus Titan bzw. aus einer Edelmetalllegierung eingesetzt, je nachdem welche Legierung zur Herstellung des Suprakonstruktionsgerüsts verwendet wird. Im Falle metallischer Suprakonstruktionsgerüste ist der Einsatz von Schrauben unbedenklich und sichert die o. g. Anforderungen. Mit zunehmendem Einsatz von keramischen Bauteilen wie Abutments, aber auch Zirkonia-getragenen Suprakonstruktionen, werden Verschraubungen kritischer betrachtet, da an den Kontaktflächen zwi-

schen den Komponenten Spannungen auftreten können, die letztlich zu einem Versagen der keramischen Bauteile führen können. Hierfür bietet es sich an, adhäsive Befestigungsmaterialien oder Zemente einzusetzen.

1.1.1.2 Adhäsive Befestigung

Adhäsive Befestigung kann je nach benutztem Befestigungsmaterial auch als Kleben oder Zementierung bezeichnet werden. Von Kleben wird dann gesprochen, wenn der zwischen zwei Fügeteiloberflächen befindliche Klebstoff adhäsive Wechselwirkungen zu diesen aufbaut, möglichst gekoppelt mit einem Anteil an chemischer Interaktion. In Verbindung mit ausreichend großen Kohäsionskräften wird so der Verbund stabilisiert.

Wie in Abbildung 1 schematisch dargestellt, wird die Festigkeit einer Klebung durch *Adhäsions-* und *Kohäsionskräfte* bestimmt. Die Adhäsion bezeichnet die Haftung des klebenden Stoffs an den zu verklebenden Teilen (den Fügeteilen), sie beruht auf elektrostatischen Wechselwirkungen sowie van-der-Waals-Kräften und kann durch Verunreinigungen stark beeinträchtigt werden. Die Kohäsion ist die innere Festigkeit des Werkstoffs, die von den Kräften zwischen den Molekülen des Werkstoffs bestimmt wird.

Den Bereich zwischen der Feststoffoberfläche und dem klebenden Werkstoff (hier wirken die Adhäsionskräfte) bezeichnet man als *Grenzschicht*. Zusätzlich (zu Adhäsion/Kohäsion) kann auch eine mechanische Verankerung (mechanische Adhäsion) zwischen dem klebenden Material und entsprechenden Rauheiten oder Poren der Feststoffoberfläche auftreten [44]. Zusätzlich zur Klebkraft sorgen Füllerpartikel im Zusammenhang mit der Aufrauung der Oberflächen für eine mechanische Verkeilung, die die Festigkeit des Verbundes beeinflusst.

Im Falle der Zementierung ist zunächst zu erklären, dass „klassische“ Zemente, wie z. B. Zinkphosphat-Zement, dadurch funktionieren, dass in Folge des Anmischens von Flüssigkeit, hier Phosphorsäure, mit dem Pulver, hier Zinkoxyd gemischt mit Magnesiumoxyd, beide Komponenten reagieren und Zinkphosphat als schwerlösliche Verbindung gebildet wird. Als Folge dieser Reaktion werden kleine Kristallnadeln gebildet, die sich in der Zementfuge verkeilen und so über eine mechanische Verzahnung die Stabilität derartiger Verbindungen sichern.

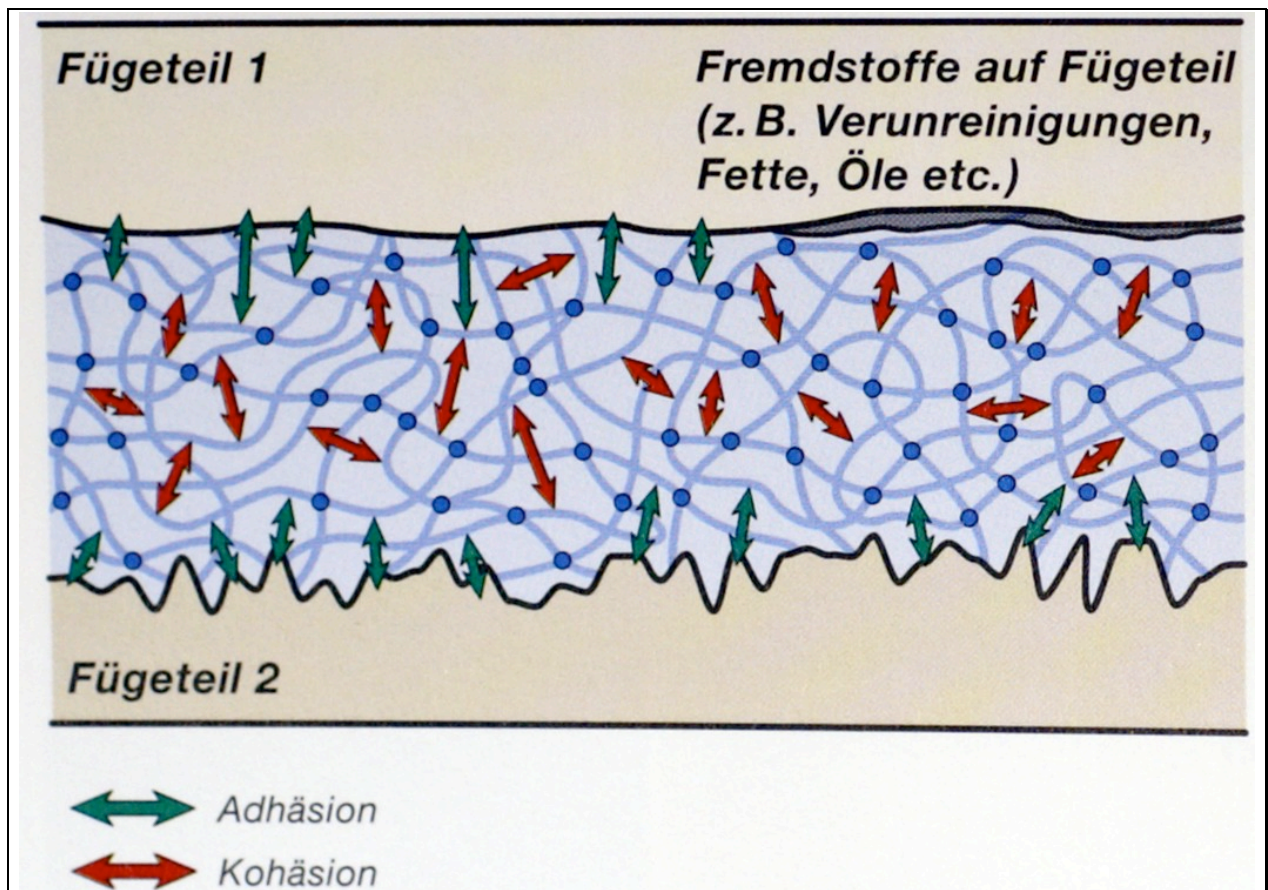


Abbildung 1: Adhäsions- und Kohäsionskräfte in einer Klebung

z. B. <https://www.mwdental.ch/cement-spacer-106285---hilfsmittel-zur-modellherstellung-6329-d-pg-shop.html>

Neuere Entwicklungen nutzen sowohl die Effekte von Adhäsiven als auch von Zementen, indem auf der einen Seite chemische Interaktionen zu den Fügeileiloberflächen aufgebaut werden und gleichzeitig durch die Fällungsreaktion ein Abbinden stattfindet, wie im Beispiel des im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersuchten experimentellen Zements.

Für die Retentionswirkung eines Befestigungszements sind verschiedene Komponenten verantwortlich:

- die mechanische Festigkeit des Zementes;
- die Dicke der Zementschicht;
- die Klebefestigkeit;
- die Rauheit der Verbundfläche;

- die Ausdehnung der Verbundfläche.

Die in der Zahnmedizin eingesetzten Befestigungszemente nutzen verschiedene Wirkprinzipien. Dabei spielt der Abbinde Mechanismus eine entscheidende Rolle. Letzterer kann als Zementations- oder als Polymerisationsreaktion ablaufen.

Bei der *Zementationsreaktion* kommt es infolge der Vermengung zweier Komponenten zur chemischen Reaktion und der Bildung einer schwer löslichen Verbindung, im Falle des Harvard-Zements ist dies $Zn_3(PO_4)_2$. Damit verbunden ist die Bildung von nadel förmigen Kristallen, die sich ineinander verkeilen und so insbesondere durch mechanische Verankerung die Fixierung ermöglichen. Sind die Randspalten zu groß bzw. sinkt der pH-Wert, besteht die Gefahr des Auswaschens.

Zemente, die durch *Polymerisationsreaktionen* fest werden, sind im Hinblick auf ihre Verbundwirkung eher als „Klebstoffe“ zu bezeichnen. Ihre Wirkung geht im Wesentlichen auf elektrostatische Wechselwirkungen speziell der polaren Elemente – wie z. B. COOH-Gruppen – in ihren Polymerstrukturen zurück. Hier wird auch deutlich, dass die Haftwirkung umso besser ist, je dünner die Schicht, d. h. je kleiner die Klebefuge ist.

Allerdings sind lediglich Zinkphosphatzemente (z. B. der in der vorliegenden Untersuchung verwendete Harvard-Zement) haftfähig genug, um Restaurationen ohne zusätzliche geometrische Retentionsmerkmale ausreichend fest zu verankern [85]. Ein Nachteil bei diesen Zementen ist ein relativ stark ausgeprägter Substanzverlust („Leaking“) im marginalen Bereich [42]. Daher wurden zum Einsetzen von Restaurationen spezielle Befestigungskomposite – in der Regel niedrig visköse Mikrofüllerkomposite und mittel- bzw. hochvisköse Feinpartikelkomposite – entwickelt. Nachteilig auswirken können sich in diesem Fall die lineare Schrumpfung und geringe Verschleißfestigkeit [72].

1.1.1.3 Vor- und Nachteile der verschiedenen Techniken

Hauptvorteil der adhäsiven Befestigung ist zunächst, dass die beiden wesentlichen Nachteile der Verschraubung eliminiert werden: die Möglichkeit einer Lockerung [2, 95, 103, 113] sowie ästhetische Probleme im Zusammenhang mit der Versorgung vertikaler oder horizontaler Zugangsöffnungen zur Schraube [45, 68]. Dies ist besonders dann relevant, wenn Implantate in anatomisch ungünstigen Verhältnissen inseriert werden müssen, da hier eine Platzierung der Schraube im sichtbaren Bereich nicht immer vermieden werden kann [74, 98, 102].

Ein weiterer konstruktiver Schwachpunkt von verschraubtem Implantat getragenen Zahnersatz ist die Schwierigkeit, in letzter Konsequenz passgenaue und spannungsfreie Konstruktionen herzustellen [1, 46, 56, 57, 94, 107]. In diesem Zusammenhang bietet die Zementierung den unschätzbaren Vorteil, Unebenheiten und Passungenauigkeiten im Mikrometerbereich auszugleichen und damit einen spannungsfreien Sitz des Zahnersatzes sicherzustellen [15, 23, 46, 69, 70]. Dies äußert sich in einer verbesserten Bruchfestigkeit der Konstruktionen [69, 104].

Ein zusätzlicher Vorteil der Zementierung ist der Wegfall des bei der Verschraubung unweigerlich auftretenden Spalts zwischen den miteinander verbundenen Komponenten, des sogenannten *Microgap*. Dies wird im Zusammenhang mit der Hauptursache von Implantat-Spätverlusten kritisch diskutiert: der Periimplantitis. Da diese, wenn sie sich einmal entwickelt hat, nur sehr schwer zu behandeln ist [86], liegt das Hauptaugenmerk auf ihrer Prophylaxe [87, 88, 96].

Bei der Zementierung der Suprakonstruktionen ist der Randspalt nach vorliegenden Untersuchungen schmaler als bei verschraubten Konstruktionen, und die inneren Räume sind komplett mit Zement ausgefüllt und bakterienfrei [58, 83, 96]. Zudem fällt ein bedeutender Risikofaktor der bakteriellen Besiedlung, nämlich die Lockerung von Verschraubungen [10], weg. Allerdings ist dies nur dann zutreffend, wenn die Klebefuge stabil gegenüber dem inneren Milieu der Mundhöhle ist.

Klinisch fand sich in einer Untersuchung von VIGOLO et al. [105] kein Unterschied zwischen geschraubten und geklebten Restaurationen; diesbezüglich ist die vorliegende Evidenz allerdings noch sehr unvollständig, und es wurde auch eine stärkere Ermüdung geklebter gegenüber geschraubten Verbindungen beschrieben [109].

Tabelle 1 bietet einen vergleichenden Überblick, die Befestigungsmethoden betreffend.

Tabelle 1: Gegenüberstellung von Vor- und Nachteilen der verschiedenen Verbindungstechniken

| Verschraubung | Adhäsive Befestigung |
|---|-----------------------------|
| Vorteile | Vorteile |
| Kontrollierbar | Platzsparend |
| Sicher für Metalle / Legierungen | Materialunabhängig |
| Lösbar | |
| Nachteile | Nachteile |
| Platzbedarf | Microgap |
| Durchführung in Keramiken = Schwächung der Stabilität | Nicht problemlos lösbar |
| Lockerung der Schrauben | Ermüdung |
| Ästhetik bei horizontaler Verschraubung | |
| Spannungsfreiheit (nur nach Funkenerosion) | |

1.1.2 Implantat-Suprakonstruktionen – Metall- vs. Vollkeramik

Während in der Vergangenheit ausschließlich Verbindungen zwischen metallischen Komponenten relevant waren, kommen in der modernen Implantologie zunehmend auch Verbindungen zwischen Metall und Keramik bzw. zwischen Keramik und Keramik vor, die einerseits fest, andererseits aber lösbar sein müssen.

In der Verwendung keramischer Werkstoffe für das transmukosale Abutment wird eine Möglichkeit zur Verbesserung der *Ästhetik* gesehen [16]. Auch bei nicht denudierten Implantaten lässt sich spektrophotometrisch ein Farbunterschied der Gingiva gegenüber der an natürlichen Zähnen nachweisen [82], der durch farbliche Gestaltung des Implantats (vorzugsweise in hellrosa) nivelliert werden kann [50].

Auch *biologisch* scheinen Keramik-Abutments vorteilhaft zu sein, da sie nach einer histologischen Studie an 5 Patienten die Parameter der entzündlichen Reaktion weniger stark beeinflussen als herkömmliche Titan-Heilungskappen [21].

Mechanisch sind Keramik-Abutments nach einer werkstoffkundlichen Untersuchung von GEHRKE et al. [39] aufgrund einer deutlich über den Bisskräften liegenden Bruchfestigkeit und eines festen Sitzes auch nach mehreren Millionen Belastungszyklen in der Lage, den in der Mundhöhle auftretenden Kräften langfristig zu widerstehen, wie auch andere Untersuchungen [z. B. 6, 63, 64] bestätigen.

Klinisch-funktionell weisen Abutments aus keramischem Material nach einer schwedischen RCT [6-9] keine wesentlichen Unterschiede gegenüber Titan-Abutments auf. Die experimentell ermittelte Bruchfestigkeit und Belastungsresistenz [39] bestätigt sich damit. Auch GLAUSER et al. [41] erzielten mit Zirkonia-Abutments gute funktionelle 4-Jahres-Resultate. In neueren Übersichtsartikeln werden Keramik-Abutments auch für den klinischen Alltag empfohlen [55]; abgesehen von den genannten experimentellen und klinischen Arbeiten ist diese Empfehlung derzeit aber unzureichend untermauert.

Momentan spricht einiges dafür, dass Keramik-Abutments in ästhetischer Hinsicht eine breitere „Sicherheitszone“ bieten als solche aus Titan (oder auch Gold), ohne dass dies mit funktionellen oder biologischen Nachteilen in Zusammenhang steht. Während der Aspekt der überlegenen Ästhetik noch nicht systematisch klinisch untersucht worden ist, liegen zur – insbesondere langfristigen – Funktion derzeit nur sehr unvollständige Erkenntnisse vor.

1.1.3 Untersuchungen zur Abzugsfestigkeit zementierter Implantat-Suprakonstruktionen

Es gibt derzeit noch keine verbindlichen Leitlinien darüber, welche Befestigungszemente für die Anwendung in der Implantologie am besten geeignet sind und welchen axialen Abzugskräften der Verbund mindestens bzw. maximal standhalten können sollte.

Aus verschiedenen tierexperimentellen Untersuchungen, z. B. der BRÄNEMARK-Gruppe [14], gehen zwar Pullout-Kräfte von Titanimplantaten oberhalb von 1000 N hervor; in anderen Untersuchungen werden jedoch häufig deutlich niedrigere Kräfte genannt, und

zudem üben weitere Faktoren wie die Größe und Geometrie von Implantat und Alveolarkamm, Oberflächenaufrauung oder –beschichtung, Aufbau des Abutments sowie Knochenqualität einen erheblichen Einfluss auf die Auszugsfestigkeit von Implantaten aus [4, 12, 19, 20, 48, 49, 61, 67, 81, 106, 108, 111, 112]. Wegen der außerordentlich unangenehmen Folgen unbeabsichtigter Lösungen des Verbundes von Implantat und Suprakonstruktion sollte auf jeden Fall eine Sicherheitszone gegenüber experimentellen Ergebnissen an anderen Knochen einkalkuliert werden.

Nach vorliegenden Untersuchungen führt die Verwendung von unterschiedlichen Materialpaarungen und Zementen zu entsprechend variablen Abzugskräften, so dass Empfehlungen streng genommen immer nur für eine bestimmte Konstellation und einen bestimmten Zement gegeben werden können. In der folgenden Tabelle 2 sind die Ergebnisse einiger dieser Untersuchungen in einer Übersicht dargestellt:

Tabelle 2: Abzugskräfte zementierter Implantat-Suprakonstruktionen in ausgewählten Studien (eigene Literaturübersicht)

| Autor(en), Quelle | Materialpaarung | Zement(e)¹ | Abzugskraft (N) |
|------------------------------|------------------------|--|--|
| BREEDING et al. 1992 [15] | Titan/Gold | Temp Bond Life IRM | 77±15 117±57 143±26 |
| KENT et al. 1997 [59] | Titan/Gold | Zinkphosphat Tempbond Tempbond NE | ~800 [‡] ~100 ~80 |
| COVEY et al. 2000 [19] | Titan/Gold | Zinkoxid Zinkphosphat | ~130 [‡] >200 |
| AKASHIA et al. 2002 [3] | Gold/Edelstahl | Tempbond Tempbond NE Improv Dycal | 58,5±14,8 51,0±8,2 61,8±17,1 71,8±9,3 |

¹ Die Schreibweise der Zemente orientiert sich durchgehend an der jeweiligen Veröffentlichung.

| Autor(en), Quelle | Materialpaarung | Zement(e)¹ | Abzugskraft (N) |
|-----------------------------|--|--|--|
| Akça et al. 2002 [4] | Au-Pt-Pd-Legierung (Abutment und Krone) | Aqualox Durelon Poly-F Meron Vitremmer ProTec Cem Sinogol Temp-Bond Procem Poscal | 150-280 [¥] 200-325 470-550 48-93 240-320 130-240 20-43 40-80 50-95 60-150 |
| MANSOUR et al. 2002 [73] | Titan/Komposit | Temp Bond NE IRM Zinkphosphat (Hy-Bond) ProTec Cem Durelon Patavia 21 | 32±11 93±4 109±65 190±62 236±43 365±81 |
| BERNAL et al. 2003 [12] | Titan/Gold | IMProv Fleck's Temp-Bond Temp-Bond+Vaseline | 477±80 382±88 359±44 82±22 |
| ALFARO et al. 2004 [5] | Titan/Komposit | Reposil Impregum Tempbond Dycal Tempbond+Vaseline Fynal Improv TNE TempoCem | 10,4±0,6 40,8±5,3 73,6±17,9 230±52 4,0±1,2 350±31 344±102 227±110 62,0±20,1 |
| MAEYAMA et al. 2005 [71] | Titan/Au-Pt-Pd | Zinkoxid Zinkphosphat Glasionomer | 56±12 158±79 132±29 |

| Autor(en), Quelle | Materialpaarung | Zement(e)¹ | Abzugskraft (N) |
|-----------------------------|---------------------------------|---|--|
| MAEYAMA et al. 2005 [71] | Titan/Au-Pt-Pd | Glasionomer verstärkt Komposit | 477±52 478±50 |
| KAAR et al. 2006 [54] | Titan/Gold | UltraTemp ImProv TempBond | 140±9 175±21 95±14 |
| DUDLEY et al. 2008 [24] | Titan/Stahl | Panavia Ketac Cem TempBond ME | 197±90 [§] 60±33 20±21 |
| SHEETS et al. 2008 [101] | k. A. | Ultratemp Improv Fleck's Ketac Cem Ultratemp firm Fuji Plus Premier Improv+Vaseline Temp Bond TR-2 Premier/KY | 359±38 172±60 172±62 168±69 159±63 148±70 132±32 131±43 118±48 41±17 32±25 |
| MEYER 2010 [75] | Titan/ZrO ₂ -Keramik | Relyx Unicem ^a Multilink Implant ^a Relyx Unicem ^b Multilink Implant ^b Relyx Unicem ^c Multilink Implant ^c | 328 380 194 281 399 537 |

* Abzugskräfte in Abhängigkeit vom Abutment variabel, ‡ Keine exakten Werte angegeben (nur Grafik), § nach 10000 Zyklen Thermocycling, ^a Selbstaushärtung, ^b Selbstaushärtung mit reduzierter Zeit, ^c Lichtpolymerisation 120 sec

Wie diese Übersicht zeigt, streuen die Werte sehr stark. Zudem zeigt u. a. die Untersuchung von AKÇA et al. [4], dass die Haftfähigkeit der einzelnen Zemente an verschiedenen Oberflächen ein völlig unterschiedliches Verhalten zeigen kann. In der Untersuchung von ALFARO et al. [5] wurde gegenüber sofortiger Testung bereits nach einfacher Wasserlagerung über 72 Stunden bei einigen Zementen (besonders Reprosil, Tempbond und Dycal) eine erhebliche Reduktion der Abzugskräfte gegenüber der sofortigen „trockenen“ Messung beobachtet, was die Notwendigkeit von Simulationen der Alterung unterstreicht.

1.2 Fragestellung der vorliegenden Untersuchung

Zementierte Suprakonstruktionen von Implantaten haben gegenüber dem bisherigen Goldstandard – der Verschraubung – einige bedeutende Vorteile. Dabei stellt allerdings einer der wichtigsten Fortschritte in der Implantologie, nämlich die weitgehend zuverlässige und vorhersagbare feste Osseointegration, gleichzeitig eine besondere Herausforderung dar: Je länger das Titan-Schraubenimplantat fest integriert im Knochen verweilt, desto höher wird die Wahrscheinlichkeit, dass an der Suprakonstruktion in diesem Zeitraum Defekte auftreten, die deren Reparatur oder Ersatz erfordern. Um diese zu ermöglichen, muss die Suprakonstruktion vom Titangerüst gelöst werden können, ohne gleichzeitig den Titan-Knochen-Verbund zu lockern oder zu lösen; hierfür wiederum ist ein Verbund erforderlich, der zwei Kriterien erfüllen muss:

1. Er muss mit einer innerhalb relativ enger Grenzen vorhersagbaren Kraft gelöst werden können.
2. Diese Kraft darf nicht so groß sein, dass die Integrität der Osseointegration gefährdet wird.

Bislang findet man in der Literatur nur wenige Untersuchungen zum Retentionsverhalten von zementierten Suprakonstruktionen, und wie die in Tabelle 2 dargestellten Ergebnisse dieser Studien zeigen, streuen die Werte sehr und sind so nicht vergleichbar. Hinzu kommt, dass jede Kombination der folgenden Parameter des Retentionsverhaltens separat untersucht werden muss:

1. Materialpaarung (Titan-Titan, Titan-Keramik, Keramik-Keramik)

2. Oberflächenbehandlung von Gerüst und Aufbau (maschinell bearbeitet, aufgeraut)
3. Wasserlagerung
4. Zement

Insbesondere zur Befestigung von Keramikaufbauten auf Metallgerüsten sind die vorliegenden Erkenntnisse derzeit äußerst spärlich.

In der vorliegenden Arbeit wurden vor diesem Hintergrund folgende Fragen untersucht:

- Sind die mit dem experimentellen Zement erzielten Abzugskräfte im Hinblick auf die absolute Größe und die Streuung für eine Befestigung von Vollkeramikaufbauten auf Titanstümpfen adäquat?
- Wie verhalten sich die Abzugskräfte des experimentellen Zements im Vergleich mit zwei bekannten Zementen (Harvard-Zement [schnellhärtend] und Implantlink *semi*)?
- Welche Wechselwirkungen ergeben sich zwischen der Oberflächenbeschaffenheit (maschinell bearbeitet, aufgeraut) von Gerüst und Aufbau und den Abzugskräften für die untersuchten Zemente?
- Welchen Einfluss hat eine Wasserlagerung der Proben (als Modell für Alterungsprozesse) auf die Abzugskräfte?
- Welche Formen des Zementversagens (adhäsiv, kohäsiv) treten unter den unterschiedlichen Versuchsbedingungen auf?

Konsequenz der Untersuchung soll einerseits die Erarbeitung von Grundlagendaten sein, an denen sich andere Arbeitsgruppen in weiteren Studien oder der klinischen Arbeit orientieren können; zudem sollen aber auch Empfehlungen zur bestmöglichen Form der adhäsiven Befestigung von Vollkeramik-Suprakonstruktionen an Titanstümpfen in der Implantologie gegeben werden.

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsplanung

Die Versuche wurden so geplant, dass der Einfluss der 4 modifizierbaren Parameter – Zementart, Wasserlagerung, Gerüst- und Kronenaufrauung – an mindestens 5 Präparaten pro Kombination untersucht werden konnte.

Dabei kamen folgende Varianten zur Anwendung:

1. **Zement:** Verwendet wurden die Zemente Harvard schnellhärtend, Implantlink *semi* und der experimentelle Zement, der für diese Untersuchungsreihe entwickelt worden war (siehe Kapitel 2.2.3, Seite 23ff).
2. **Wasserlagerung:** Durch Wasserlagerung mit wechselnden Temperaturen (2500 Zyklen mit 5°/55° C im Wechsel) wurde im Vergleich zur Lagerung über 24 Stunden bei 25° C geprüft, ob sich die Abzugskräfte durch in wässrigem Milieu mit wechselnden Temperaturen auftretende Alterungsprozesse ändern.
3. **Partikelstrahlung:** Durch Abstrahlung der Titangerüste (Al_2O_3 , 250 μm Korngröße, 3 bar) und/oder Keramikkronen (Al_2O_3 , 110 μm Korngröße, 3 bar) wurde der Einfluss der Aufrauung auf die Abzugskräfte geprüft.

Daraus ergab sich eine Gesamtzahl von 24 Versuchsbedingungen (3×2^3) bzw. 120 Einzelversuchen; in zwei Gruppen wurden allerdings 6 Gerüst-Kronen-Präparate untersucht (Abbildung 2).

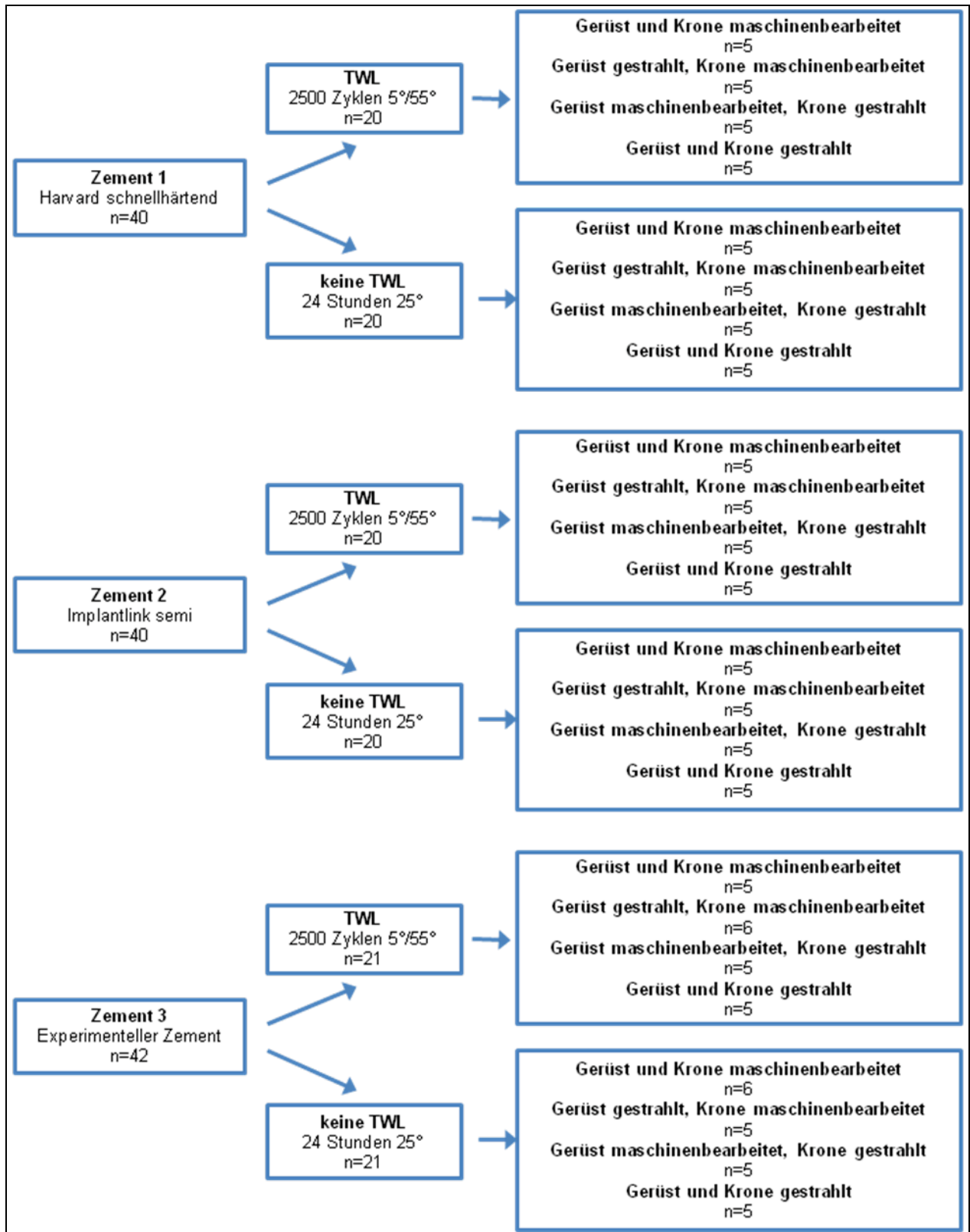


Abbildung 2: Versuchsablauf

2.2 Materialien

Die Auswahl der Materialien erfolgte im Hinblick auf eine möglichst genaue Modellierung der Verhältnisse in der praktischen Implantologie. Wegen der besonderen Aktualität dieser Kombination wurde in der vorliegenden Untersuchung der Verbund zwischen Titan-Implantatprobekörpern und vollkeramischen Kronen geprüft.

Alle Prüfkörper wurden nur einem einzigen Abzugsversuch unterzogen, d. h. eine mehrmalige Verwendung, die zu einer Verfälschung der Ergebnisse hätte führen können, fand nicht statt.

2.2.1 Implantat-Prüfkörper

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Implantat-Prüfkörper wurden auf einer CAD/CAM-Drehmaschine aus einer vorgefertigten Stange aus 98 % Reintitan (Ti_6Al_4V) gefertigt. Für alle verwendeten Prüfkörper wurden exakt die gleichen Parameter verwendet, die Fertigung erfolgte nach den dimensional Vorgaben des Frialit 2-Systems als einteiliges Implantat, d. h. ohne Trennung von Laborimplantat und Implantataufbau.

Die Implantate waren 20,6 mm lang und hatten einen Durchmesser von 4,5 mm. Apikal wurde ein 5,2 mm langer abgeflachter Bereich mit einer Bohrung gefertigt, mit deren Hilfe der Prüfkörper in der Universalprüfmaschine verankert wurde. Koronal wurde ein 5,5 mm langer kegelförmiger Abschluss gefräst, der mit einer 0,5 mm breiten Stufe begann und einen Winkel von $3,6^\circ$ gegenüber der Längsachse aufwies. Daraus ergab sich ein Durchmesser von 3,5 mm am apikalen Beginn und 2,8 mm am koronalen Ende des Probekörpers; die Kontaktfläche zur Krone betrug damit $77,47 \text{ mm}^2$.

Von den insgesamt 122 für die Versuche verwendeten Probekörpern wurde die Hälfte (61) mit Korund gestrahlt (Al_2O_3 , 250 μm Korngröße, 3 bar, Abstand 1 cm), bei der anderen Hälfte blieb die Oberfläche glatt maschinенbearbeitet (Abbildung 3).

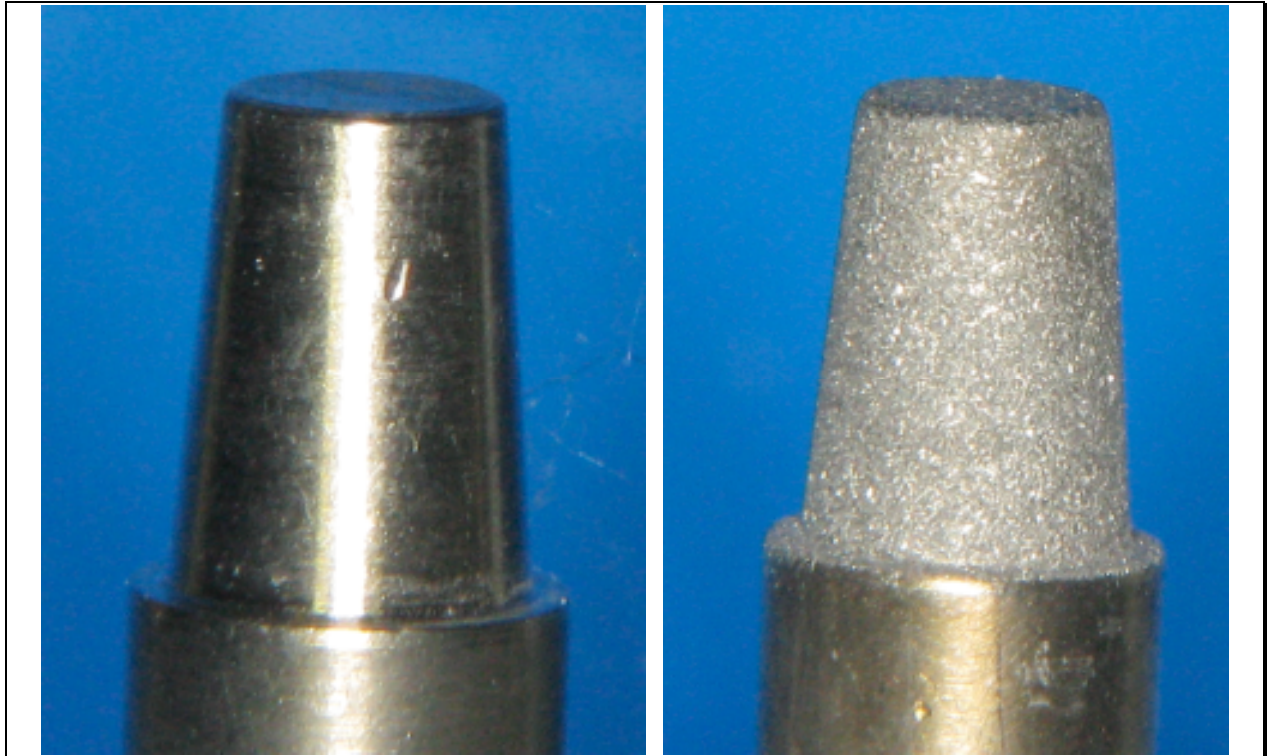


Abbildung 3: Maschinell bearbeiteter (links) und partikelgestrahlter (rechts) Implantat-Prüfkörper, koronales Ende

2.2.2 Kronenaufbau

Die Kronenaufbauten wurden mit entsprechenden Parametern mit CAD/CAM (CEREC MC XL) aus VITA In-Ceram[®] (YZ 20/15 for inLab)-Blöcken gefräst. Dies sind industriell vorgefertigte Blöcke aus Zirkoniumdioxidkeramik. Dabei wurden eine Zementspaltbreite von 50 μm und ein gingivaler Abstand von 0,5 mm vorgesehen. Die Außenkonturen wurden mit einer Diamantschleifscheibe (CEREC E) geschliffen, die Innenflächen mit einem Zylinderdiamanten (Durchmesser 1,2 mm). Alle Kappen (Beispiel in Abbildung 4) wurden mit dem gleichen Gerät und den gleichen Parametern geschliffen; die Scheiben wurden jeweils nach 10 und die Zylinder nach 5 Schleifvorgängen gewechselt.



Abbildung 4: Gefräster Kronenaufbau

2.2.3 Befestigungszemente

2.2.3.1 *Harvard schnellhärtend*

Als typischer Vertreter von Zementen zur permanenten Befestigung wurde der schnellhärtende Harvard-Zement gewählt. Es handelt sich um einen Zinkphosphatzement mit kurzer Abbindezeit, der vom Hersteller (Fa. Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten) zur Befestigung von Kronen, Brücken und Inlays vorgesehen ist. Hierbei handelt es sich um ein 2-Komponenten-System, bestehend aus Pulver und Flüssigkeit. Die flüssige Phase besteht aus Orthophosphorsäure (<50 %), das Pulver aus Zinkoxid. Das Anmischen erfolgte gemäß den Herstellervorgaben.

2.2.3.2 *Implantlink semi*

Als Referenz für temporäre Zemente kam der Zement *Implantlink semi* (Fa. DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen, Item: 02277/# 2187C) zur Anwendung. *Implantlink semi* ist ein langzeitprovisorischer dualhärtender Befestigungszement für implantatgetragene Restaurationen auf Basis von Urethanmethacrylaten, der vom Hersteller zur Verwendung mit allen Materialkombinationen freigegeben ist². Auch bei diesem Zement erfolgte das Anmischen nach den Herstellervorgaben.

Nach werkstoffkundlichen Untersuchungen der Universität Greifswald hat dieser Zement eine Filmdicke von 8 µm und – im Verbund mit Gold – eine Abzugsfestigkeit von etwa 70-80 N, die durch Thermocycling auf etwa die Hälfte reduziert wird [89].

2.2.3.3 *Experimenteller Zement*

Der experimentelle Zement ist ebenfalls ein Pulver-Flüssigkeits-Gemisch, basierend auf einem säurezahlmodifizierten Polymethylmethacrylat (SZ-PMMA) [78].

Der Feststoffanteil besteht aus Bioglas, dem Zinkoxid und TiO₂ als Pigmente zugesetzt sind, der gelförmig-visköse Flüssiganteil besteht aus einem säurereduzierten PMMA, das in 96 % Äthanol und Acetessigsäureethylester (AEE) gelöst ist. Das Anmischen von 0,27 g Pulver mit 0,1 ml Flüssigkeit erfolgte auf einer gekühlten Glasplatte, die initiale Festigkeit erreicht der Zement nach 6 Minuten.

² http://www.detax.de/de/dental/produkte/product_details.php?thisID=29&contid=14521

2.3 Vorgehensweise bei der Zementierung und Lagerung

2.3.1 Zementierung

Alle Titangerüste und Kronenaufbauten wurden unmittelbar vor der Zementierung im Ultraschallbad (SONOREX RK 120 H, Stammopur RD5) über 30 min gereinigt, in 70 % Propanol 5 min entfettet und auf einem fusselreien Tuch luftgetrocknet.

Die Zementierung erfolgte in einer eigens angefertigten Vorrichtung, mit der die Übertragung einer konstanten Anpresskraft für jede Probe gewährleistet wurde [97]. Nach Einsetzen der Titangerüste in die Aufnahmevorrichtung wurden mit einem Einwegpinsel die Kroneninnenflächen dünn mit dem jeweiligen Zement bestrichen und dann zunächst mit der Hand auf die Gerüste gedrückt. Sofort anschließend wurde durch die Vorrichtung eine konstante Belastung von 15 N über 10 min aufgebracht; überschüssige Zementreste wurden manuell mit einer Standardkürette entfernt.

2.3.2 Lagerung

Zunächst wurden nach dem Zementieren alle Proben 24 Stunden bei Raumtemperatur (25° C) in Leitungswasser gelagert. Danach wurde ein Teil der Proben (siehe dazu Abbildung 2, Seite 20) einem Thermocycling (TWL) unterzogen; dazu wurden durch ein mikroprozessorgesteuertes Gerät die Probenkörper 2500-mal mit einer Transferzeit von 12 Sekunden und einer Haltezeit von 25“ je Badseite abwechselnd in ein Kalt- (5° C) und ein Warmwasserbad (55° C) getaucht. Nach dem Thermocycling erfolgte eine weitere Lagerung – wie auch bei den Probenkörpern ohne TWL – in zimmerwarmem Leitungswasser über insgesamt 7 Tage.

2.4 Zugversuche

2.4.1 Vorbereitung der Abzugsversuche

Für die Aufnahme in die Prüfmaschine wurden die Probenkörper in Kallocryl eingebettet, und es wurde eine Befestigungsvorrichtung aus Edelstahl gefertigt. Sowohl Krone als auch Titangerüst waren aufgrund von Erfahrungen aus Vorversuchen [97] so gefertigt, dass eine spielfreie Verankerung in der Prüfmaschine gewährleistet und ein Ausreißen aus der Basisplatte ausgeschlossen waren.

2.4.2 Messung der Abzugskräfte

Die Abzugsversuche wurden in einer Zwick-Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) mit einer 2,5 kN-Messdose durchgeführt. Alle Befestigungselemente der Prüfkörper in der Maschine wurden eigens für die Untersuchung aus Stahl angefertigt und durch Schraub- bzw. Steckverbindungen spielfrei verankert (Abbildung 5).

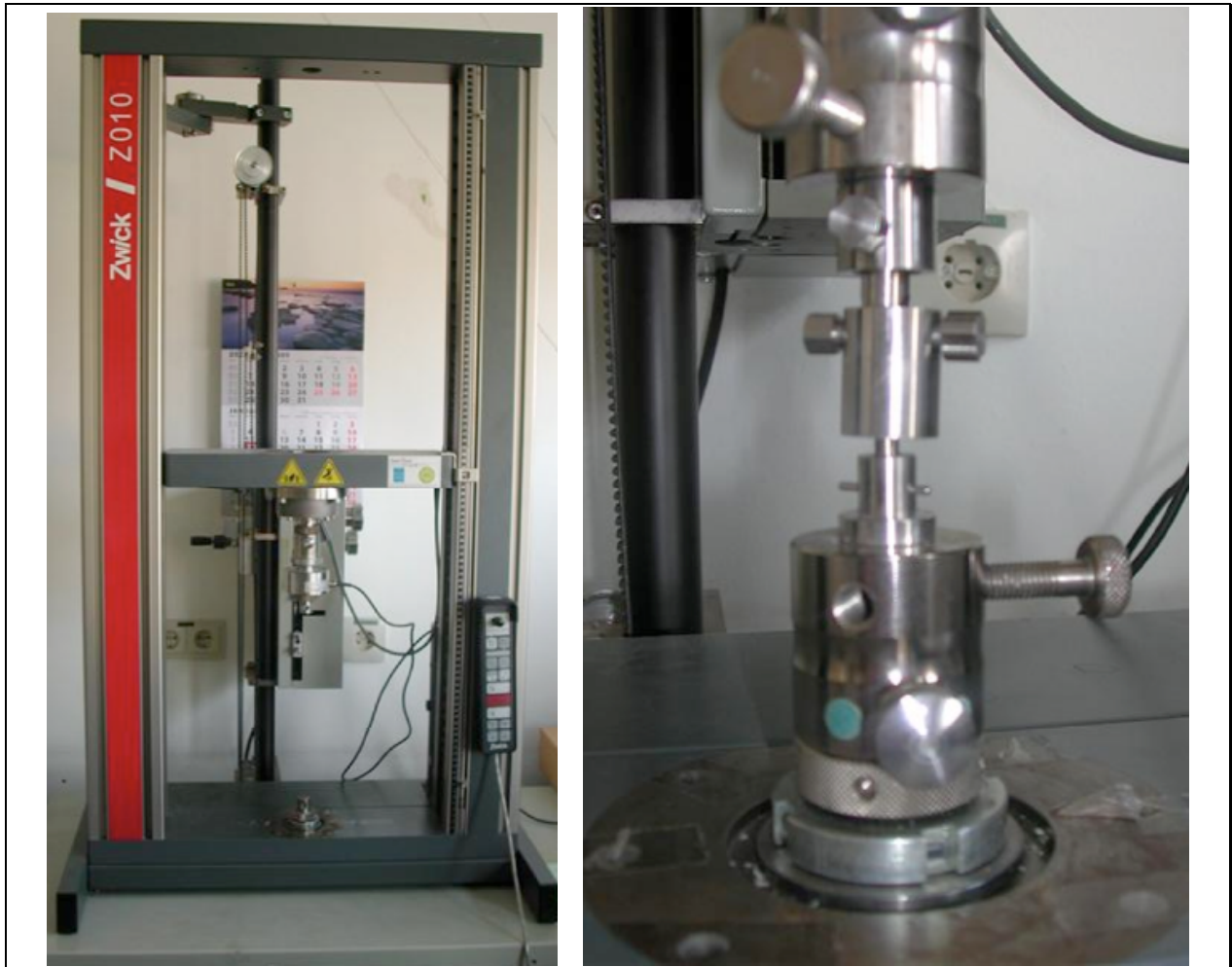


Abbildung 5: Material-Prüfmaschine und Verankerung der Prüfkörper

Für die Versuche wurden die folgenden Parameter verwendet:

- Vorkraft: 1 N
- Vorkraftgeschwindigkeit: 1 mm/min
- Prüfgeschwindigkeit: 5 mm/min
- Kraftabschaltchwelle: 80 %

Die Kraft-Weg-Diagramme der Abzugsversuche wurden mit der Software „testXpert“ (Version 9.0) aufgezeichnet (Beispiel dazu in Abbildung 6. Pro Versuchsbedingung wurden mit zwei Ausnahmen („Experimenteller Zement, Gerüst und Krone maschinell bearbeitet, ohne TWL“ sowie „Experimenteller Zement, Gerüst gestrahlt, Krone maschinell bearbeitet, mit TWL“, je n=6) je 5 Prüfkörper untersucht.

Parameter:

Bearbeiter : Coskun Zugvers.Implantataufbau,15.6.10
 Werkstoff : Titan gestrahlt.,Krone gestrahlt 24 h ,Z3
 Nummer : 1-5

Prüfdatum : 15.6.10
 Bemerkung : 2,5knMessdose,80%Kraftabf.

Prüfgeschwindigkeit: 5 mm/min

Ergebnisse:

| Legende | Nr | Fm N | ϵ -F max mm |
|---------|----|---------|-------------------------|
| ■ | 1 | 317,94 | 0,49 |
| ■ | 2 | 342,32 | 0,51 |
| ■ | 3 | 296,08 | 0,48 |
| ■ | 4 | 313,17 | 0,36 |
| ■ | 5 | 388,12 | 0,67 |

Statistik:

| Serie n = 5 | Fm N | ϵ -F max mm |
|----------------|---------|-------------------------|
| x | 331,52 | 0,50 |
| s | 35,70 | 0,11 |
| v | 10,77 | 21,59 |

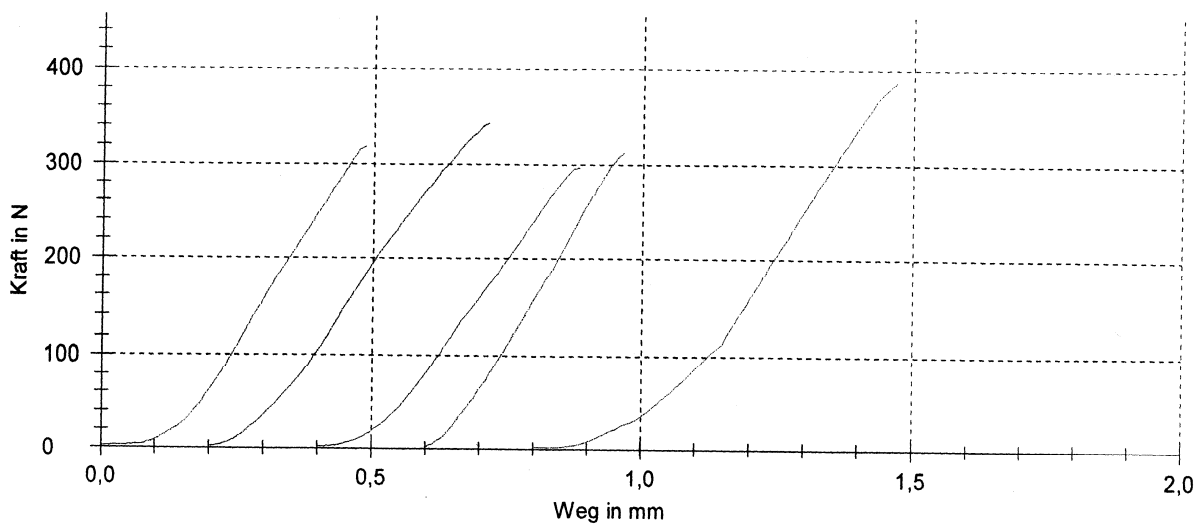


Abbildung 6: Ausgabe der testXpert-Software (Beispiel: Experimenteller Zement, Krone und Gerüst gestrahlt, ohne TWL)

2.4.3 Beurteilung der Zementhaftung nach Abschluss der Abzugsversuche

Die Zementhaftung wurde nach Abschluss der Abzugsversuche qualitativ anhand der makroskopischen Beurteilung des Zementversagens in insgesamt 6 Untergruppen eingeteilt (Bildmaterial dazu s. Kapitel 3.2, Seite 45ff):

1. Adhäsives Zementversagen am Gerüst: Das Gerüst ist praktisch zementfrei, der gesamte Zement befindet sich im Inneren der Krone.
2. Adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Gerüst: Auf dem Gerüst finden sich Zementreste, die aber nicht die volle Stärke der Zementschicht umfassen. Der überwiegende Teil des Zements verbleibt in der Krone.
3. Kohäsives Zementversagen: Die Kontinuitätstrennung findet vollständig oder weitestgehend innerhalb der Zementschicht statt, sowohl Gerüst als auch Krone sind ganz oder überwiegend mit Zement bedeckt.
4. Adhäsiv/kohäsives Zementversagen an der Krone: Auf dem Gerüst finden sich großflächig Zementreste, die aber nicht die volle Stärke der Zementschicht umfassen. Der überwiegende Teil des Zements verbleibt auf dem Gerüst.
5. Adhäsives Zementversagen an der Krone: Die Krone ist praktisch zementfrei, der gesamte Zement befindet sich auf dem Gerüst.
6. Adhäsives Zementversagen an Gerüst und Krone: Sonderfall der Situationen 1. bzw. 5., in dem bei rein adhäsiver Trennung je etwa die Hälfte des Zements an Krone und Gerüst verbleibt.

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programmpaket SPSS für Windows (Version 16.0, SPSS Inc., Chicago, IL).

Für die Gruppenvergleiche wurden durchgehend nicht parametrische Testverfahren verwendet, da diese verteilungsunabhängig sind und daher – anders als bei parametri-

schen Testverfahren wie der Varianzanalyse – eine Normalverteilung der Daten nicht erforderlich ist. Dabei kamen folgende Prüfverfahren für die Nullhypothese zur Anwendung:

- Bei einem Vergleich von zwei Untergruppen (z. B. mit/ohne TWL) der Mann-Whitney-U-Test. Der U-Test ist unabhängig von Unterschieden der Standardabweichungen der Gruppen und prüft die Nullhypothese: „Die Wahrscheinlichkeit, dass eine Beobachtung in einer Stichprobe größer ist als eine beliebige gezogene Beobachtung einer anderen Stichprobe, ist gleich 1/2.“ Für die Durchführung des U-Tests werden alle Werte der stetigen Variablen der Größe nach geordnet. Dem kleinsten Wert wird die Rangzahl 1, dem zweitkleinsten die Rangzahl 2 usw. zugeordnet. Die Rangzahlen werden getrennt nach Kategorien der diskreten Variablen addiert und daraus eine Prüfgröße U berechnet. Durch Vergleich mit der sogenannten Standardnormalverteilung erhält man den Wert für die Irrtumswahrscheinlichkeit p.
- Bei einem Vergleich von mehr als zwei Untergruppen (Vergleich der 3 Zemente) kam statt des U-Tests der Kruskal-Wallis-Test zur Anwendung, der auf der gleichen Prüfmethode beruht, aber mehr als zwei Untergruppen zulässt.
- Mit dem Kruskal-Wallis-Test wurde geprüft, ob überhaupt signifikante Unterschiede zwischen den Untergruppen bezüglich eines untersuchten Parameters bestanden. Ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen, wurden *post hoc*-Mehrfachvergleiche nach Bonferroni-Dunn durchgeführt. Mit diesen paarweisen multiplen Vergleichen (z. B. Implantlink *semi* vs. experimenteller Zement) wurde untersucht, welche Materialpaare bezüglich ihrer Mittelwerte unter Berücksichtigung der Bonferroni-Korrektur echte signifikante Unterschiede aufweisen.

Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests einheitlich auf $p < 0,05$ festgelegt.

Zur Beschreibung kamen Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardabweichung, Median und Interquartilabstand (IQR; Bereich, in dem sich 50 % der Messwerte befinden) zur Anwendung. Die graphische Darstellung der Messwerte erfolgte in Form von Box-Abbildung 7 zeigt.

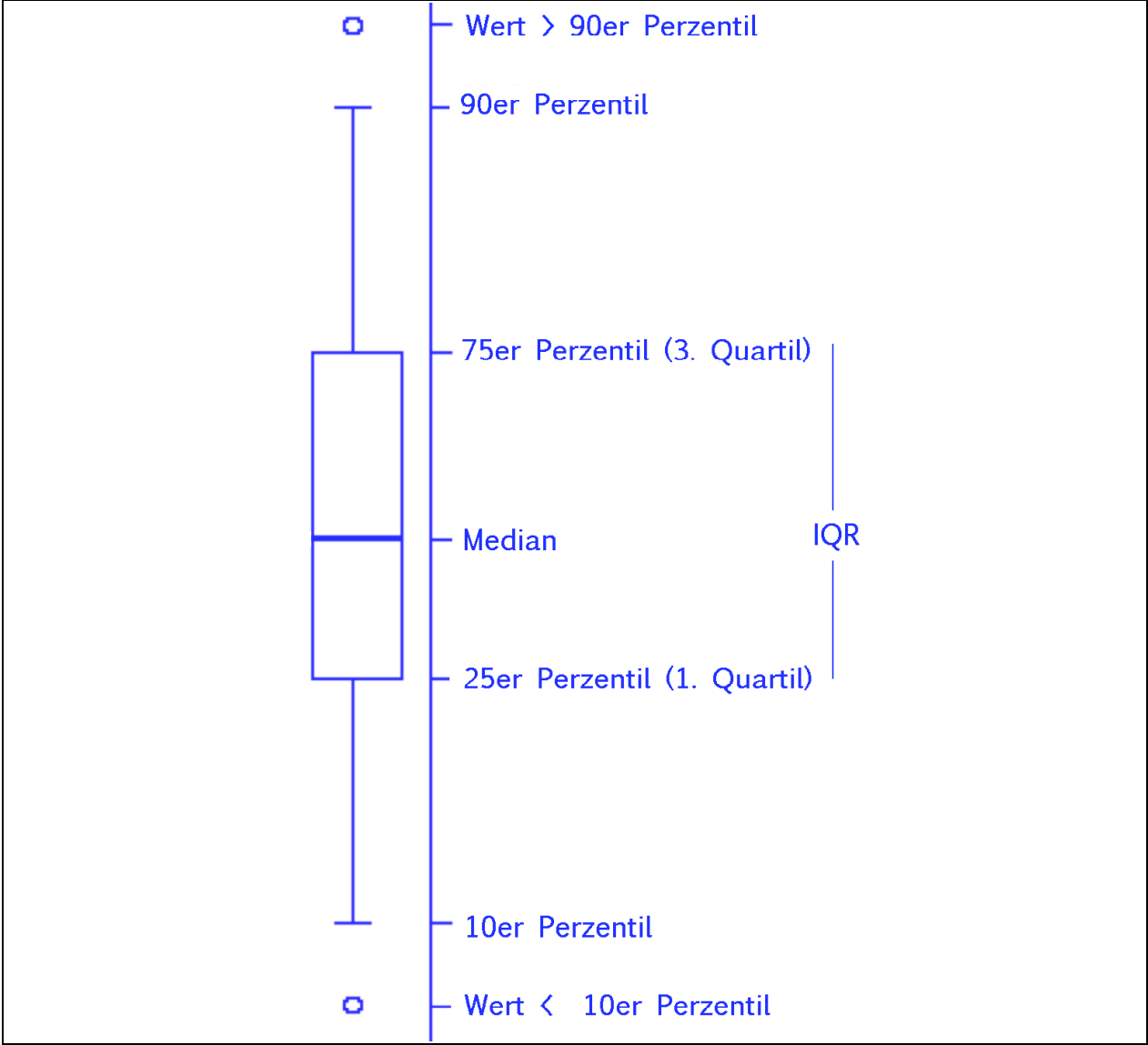


Abbildung 7: Informationsgehalt des Boxplots

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse werden im folgenden Abschnitt zunächst für die Zemente im Einzelnen dargestellt und dabei der Einfluss der einzelnen Modifikationen der Versuchsbedingungen auf die Abzugskräfte geprüft. Ein anschließender Vergleich der Zemente miteinander sowie die Darstellung der Form des Zementversagens folgt in Kapitel 3.2, (Seite 45ff).

3.1 Abzugskräfte bei Verwendung der drei Zemente

3.1.1 Harvard-Zement (schnellhärtend)

Bei Verwendung des Harvard-Zements lagen die Abzugskräfte insgesamt bei durchschnittlich $614,3 \pm 226,0$ N (183-1026, Median 645,5 N), der Interquartilabstand (IQR) lag bei 275 N (Abbildung 8).

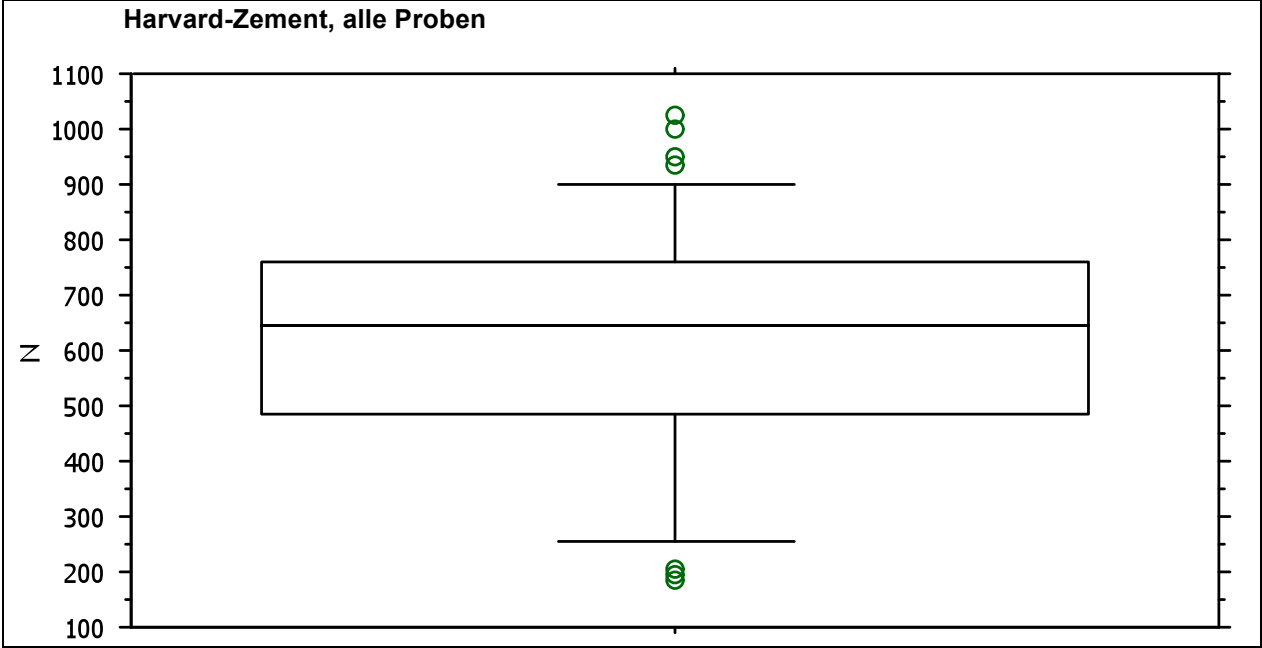


Abbildung 8: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Harvard-Zement, alle Proben (n=40)

3.1.1.1 Wasserlagerung

Der Einfluss der TWL auf die Abzugskräfte bei Verwendung des Harvard-Zements war nicht signifikant, der Mittelwert wurde durch die TWL um etwa 70 N reduziert (Abbildung 9).

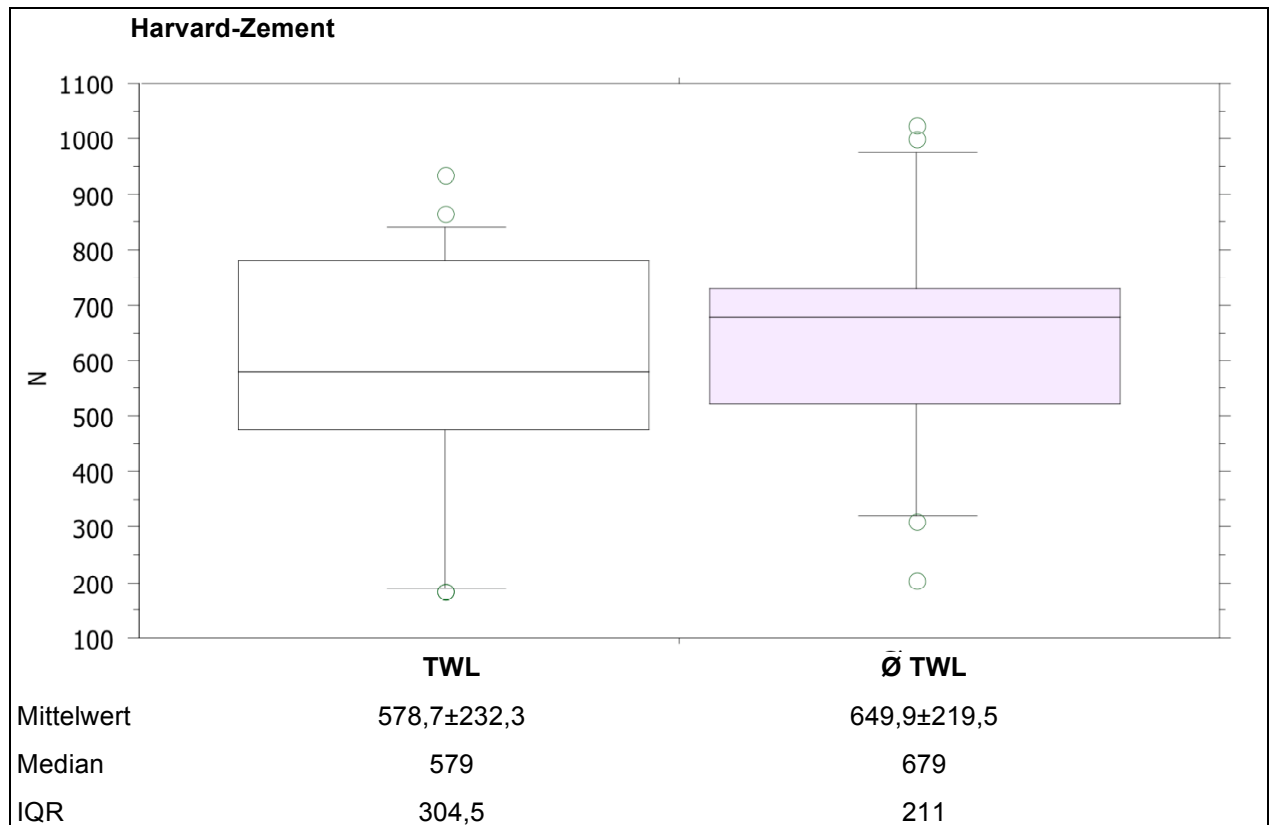


Abbildung 9: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Harvard-Zement, links mit bzw. rechts ohne TWL ($p > 0,05$)

Statistisch sind zwischen diesen beiden Untersuchungsgruppen keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

3.1.1.2 Gerüstaufräumung

Die Gerüstaufräumung führte bei Verwendung des Harvard-Zements zu einer hochsignifikanten Steigerung der mittleren Abzugskräfte um über 300 N ($p < 0,0001$) und zu einer deutlichen Reduktion der Messwertvariabilität (niedrigere Standardabweichung und Interquartilabstand; Abbildung 10).

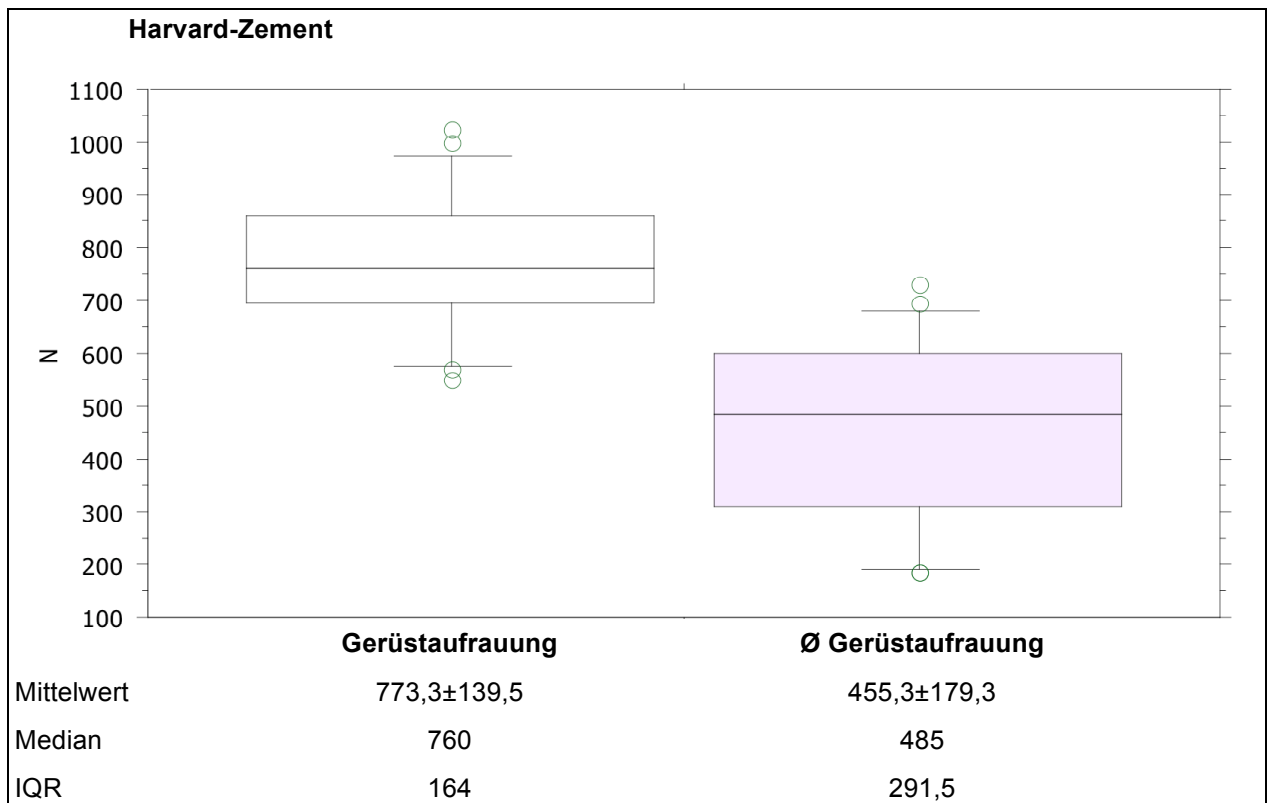


Abbildung 10: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Harvard-Zement, links mit bzw. rechts ohne Gerüstaufräumung ($p < 0,0001$)

3.1.1.3 Kronenaufrauung

Im Gegensatz zur Gerüstaufräuung führte die Aufrauung der Krone bei Verwendung des Harvard-Zements zu einer nicht signifikanten Reduzierung der mittleren Abzugskräfte um etwa 100 N und einer deutlich breiteren Streuung der Messwerte (Abbildung 11).

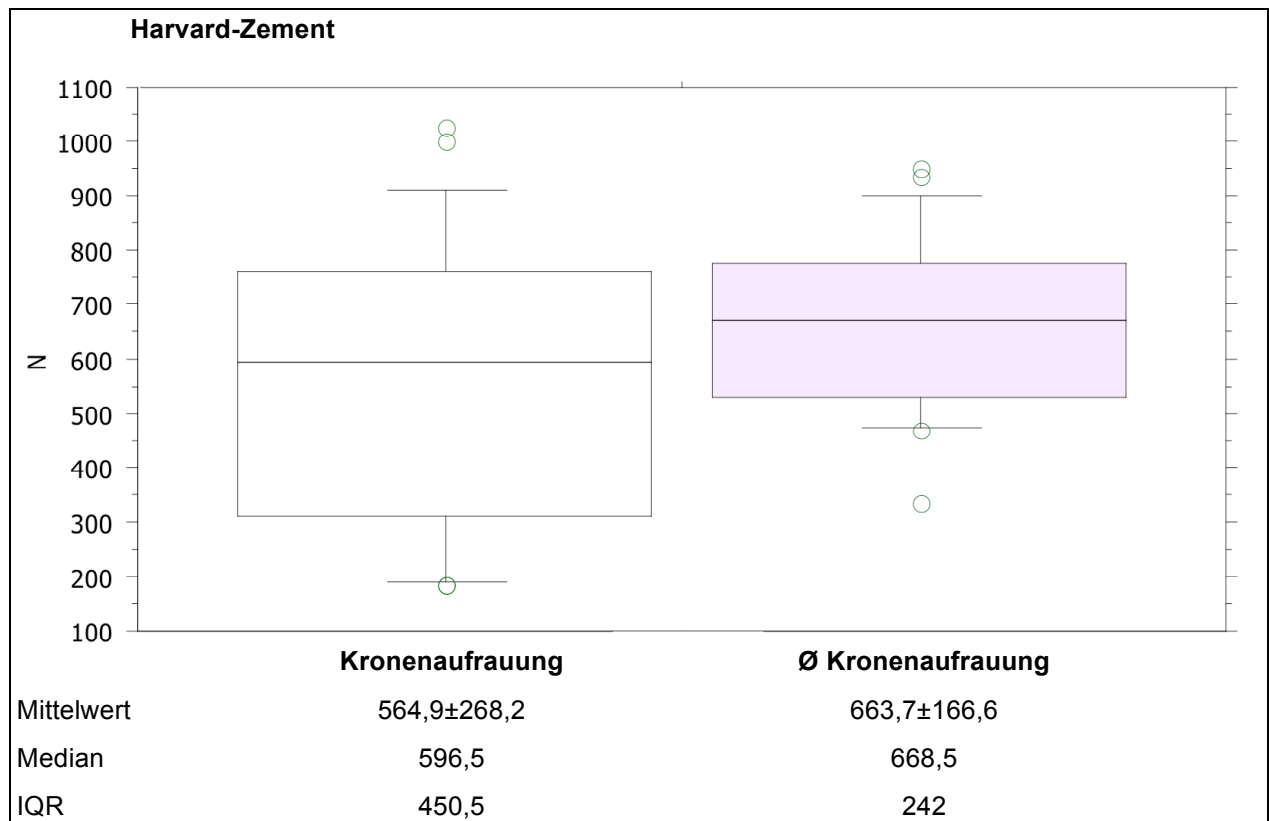


Abbildung 11: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Harvard-Zement, links mit bzw. rechts ohne Kronenaufrauung ($p > 0,05$)

3.1.2 Implantlink *semi*

Bei Verwendung des Implantlink *semi*-Zements löste sich die Verbindung zwischen Gerüst und Krone bei 9,7 bis 315 N, der Mittelwert lag bei $76,9 \pm 70,5$ N, der Median bei 55,5 N und der Interquartilabstand bei 85,5 N (Abbildung 12).

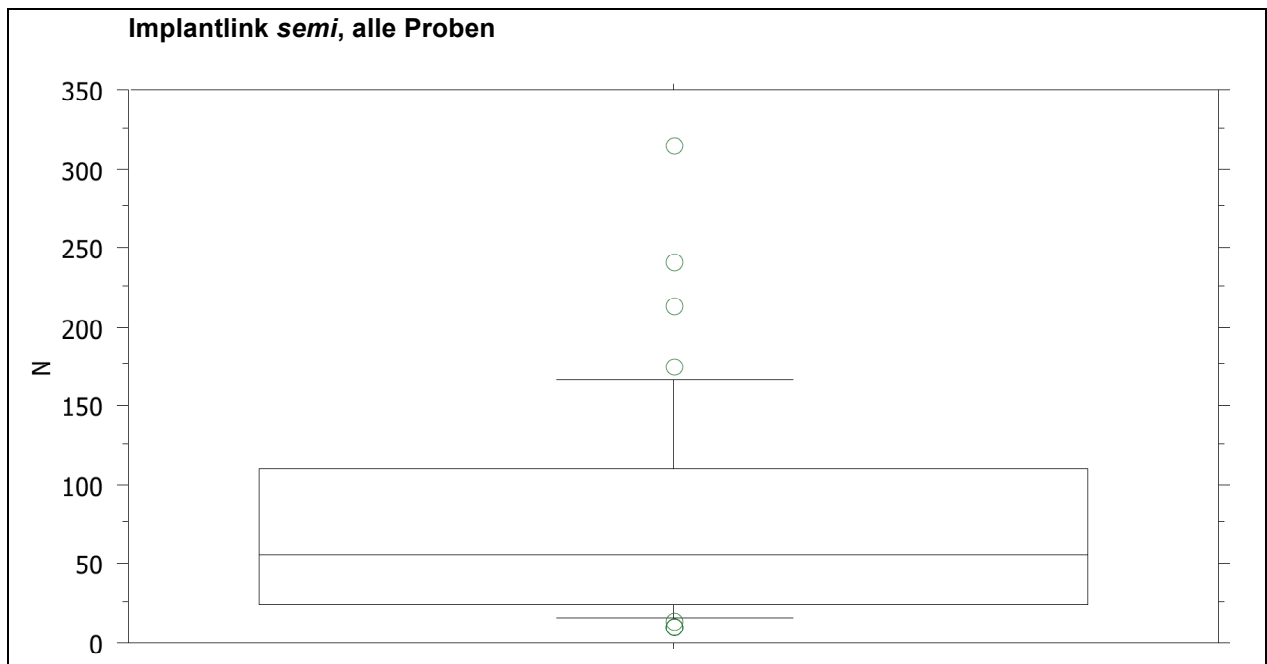


Abbildung 12: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Implantlink *semi*-Zement, alle Proben (n=40)

3.1.2.1 Wasserlagerung

Einen quantitativ wesentlich deutlicheren und statistisch hochsignifikanten Einfluss dagegen hatte die Wasserlagerung auf die Abzugskräfte bei Verwendung des Implantlink *semi*-Zements: Median und Mittelwert waren ohne TWL um mehr 250 % höher als mit TWL ($p < 0,0001$; Abbildung 13).

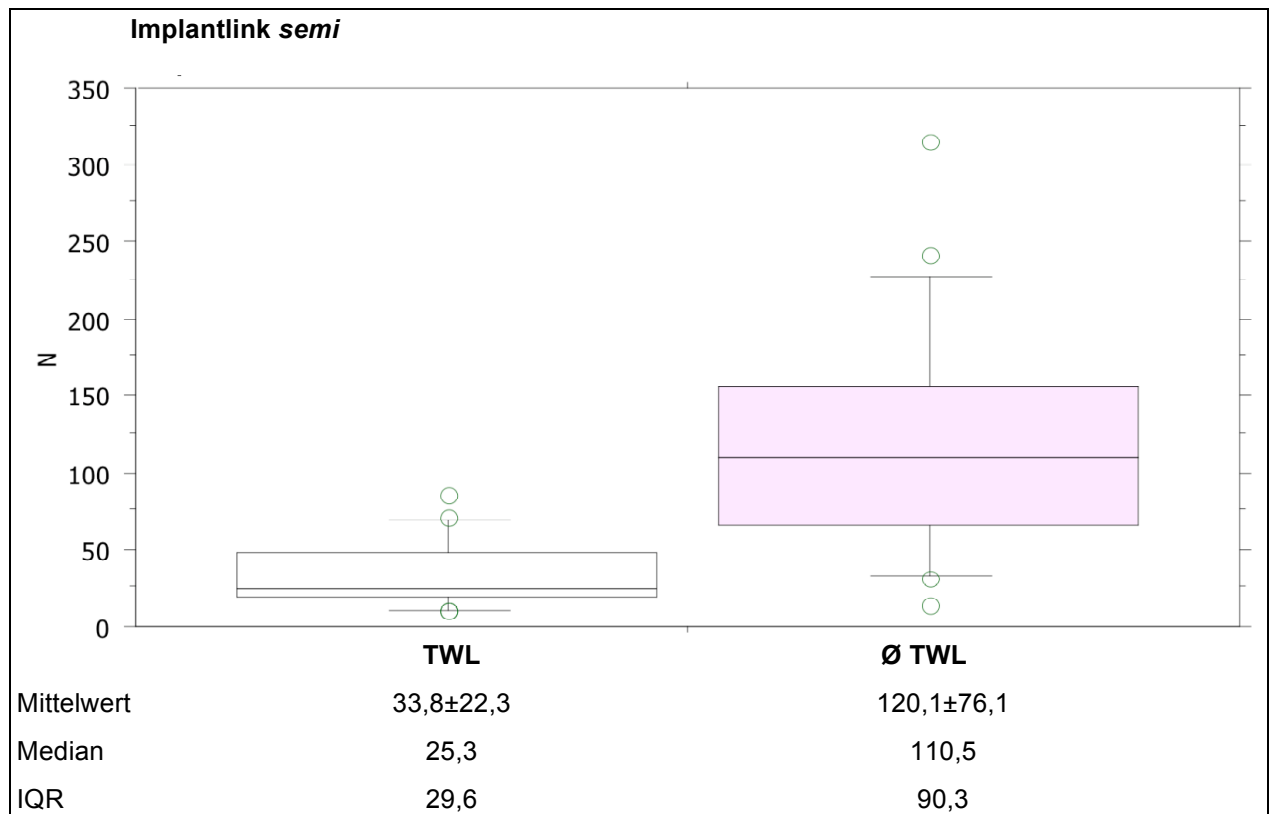


Abbildung 13: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Implantlink *semi*-Zement, links mit bzw. rechts ohne TWL ($p < 0,0001$)

3.1.2.2 Gerüstaufräuung

Bei Verwendung des Implantlink *semi*-Zements hatte die Gerüstaufräuung keinen nennenswerten Effekt auf die Abzugskräfte, die Unterschiede waren marginal und statistisch nicht signifikant (Abbildung 14).

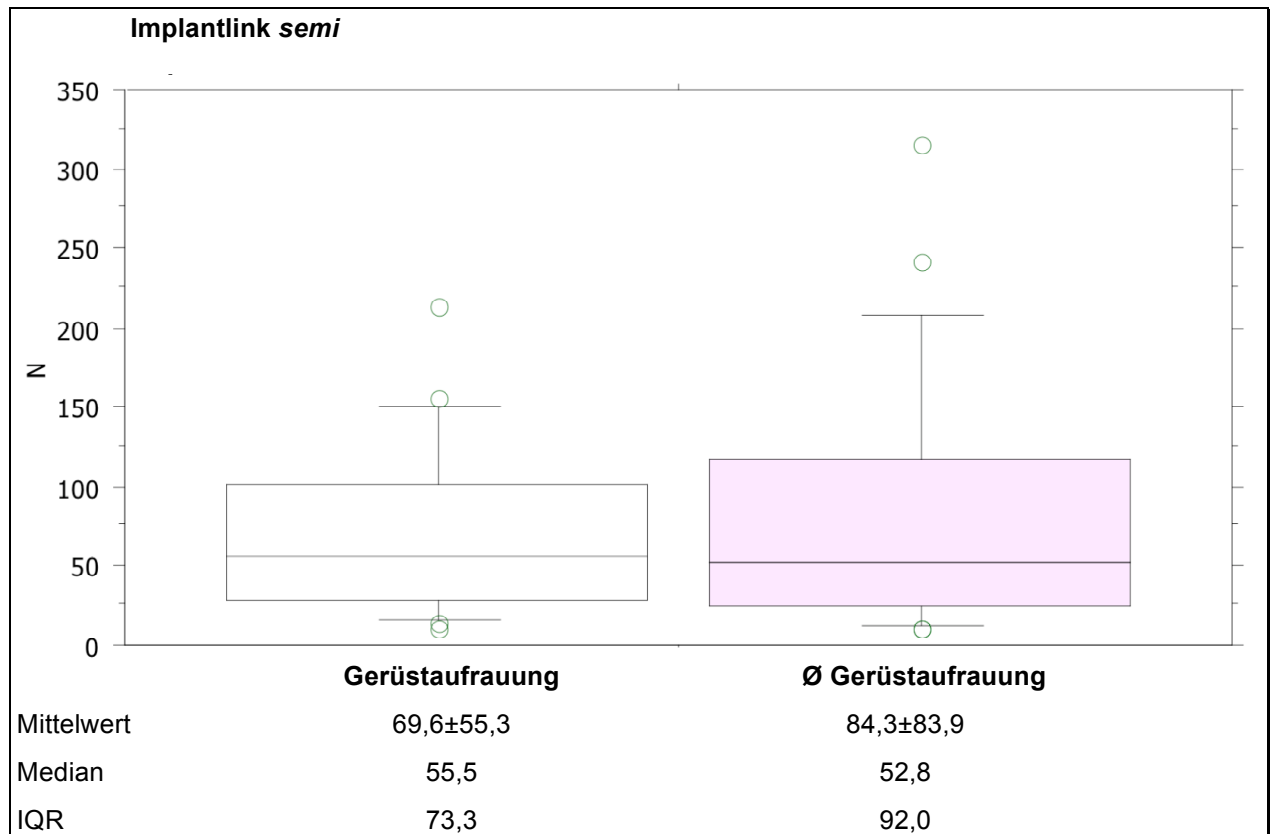


Abbildung 14: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Implantlink *semi*-Zement, links mit bzw. rechts ohne Gerüstaufräuung ($p > 0.05$)

3.1.2.3 Kronenaufrauung

Auch bei Verwendung des Implantlink *semi*-Zements fand sich keine Signifikanz für einen Einfluss der Kronenaufrauung; während der Median der Kräfte nach Kronenaufrauung nur 55 % dessen bei den glatten Kronen betrug, waren die Mittelwerte praktisch identisch (Abbildung 15).

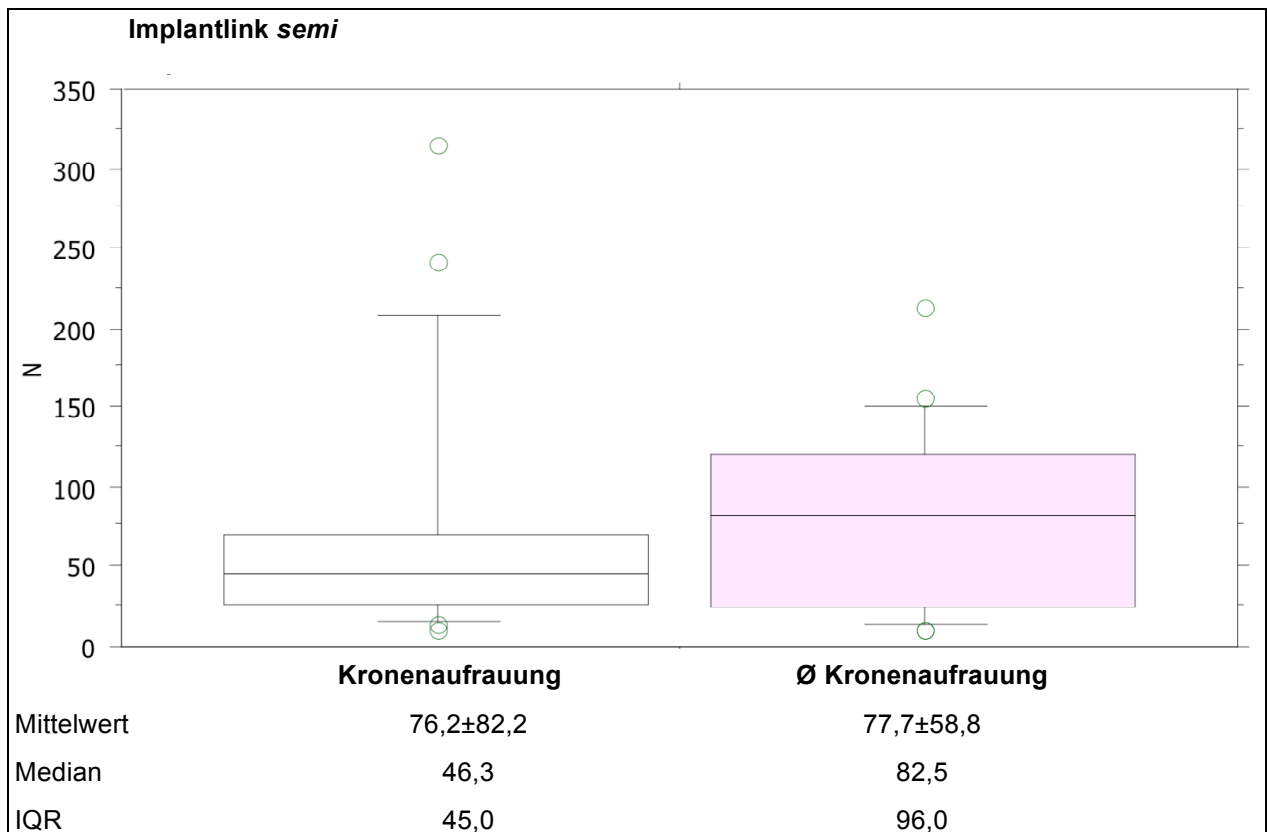


Abbildung 15: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem Implantlink *semi*-Zement, links mit bzw. rechts ohne Kronenaufrauung ($p > 0,05$)

3.1.3 Experimenteller Zement

In einem ähnlichen Bereich verteilt, aber in Mittelwert ($166,1 \pm 110,0$ N) und Median (169,5 N) deutlich höher als bei den anderen Zementen, lagen die Abzugskräfte für den experimentellen Zement, der Interquartilabstand betrug hier 212,3 N (Abbildung 16).

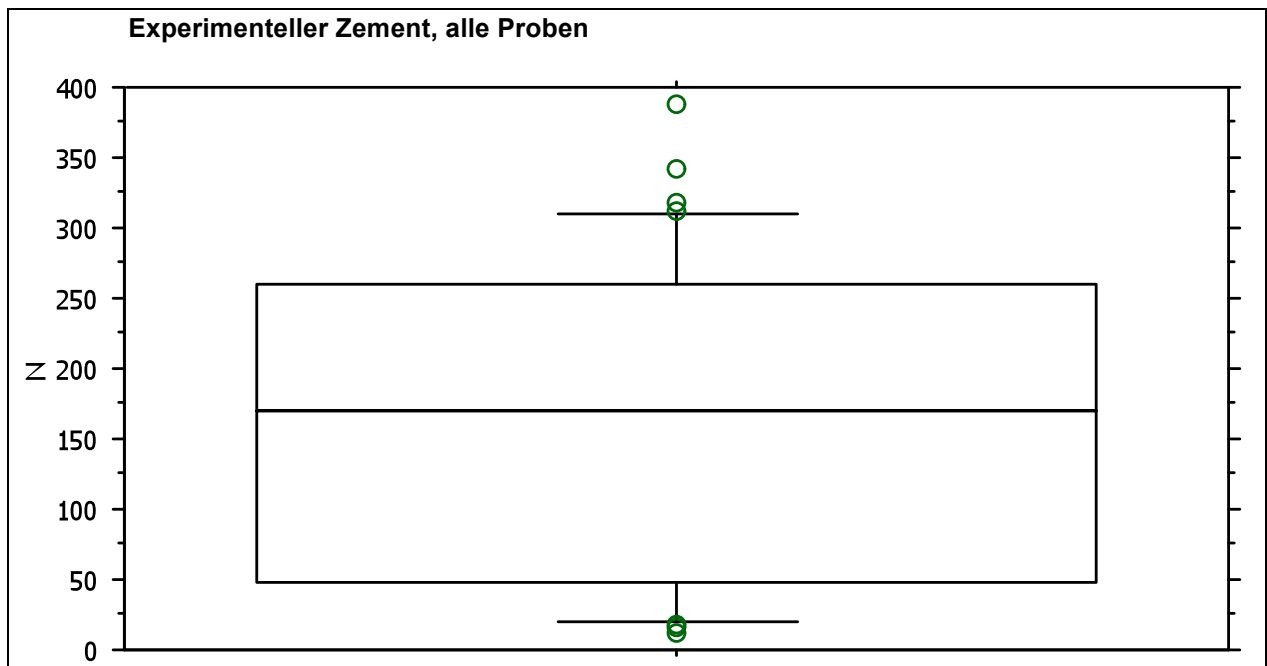


Abbildung 16: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem experimentellen Zement, alle Proben (n=42)

3.1.3.1 Wasserlagerung

Auch auf die Abzugskräfte des experimentellen Zements übte die Wasserlagerung einen statistisch hochsignifikanten und quantitativ erheblichen Einfluss aus; der Median war nach Wasserlagerung um den Faktor 5,3, der Mittelwert um den Faktor 2,8 reduziert ($p < 0,0001$; Abbildung 17).

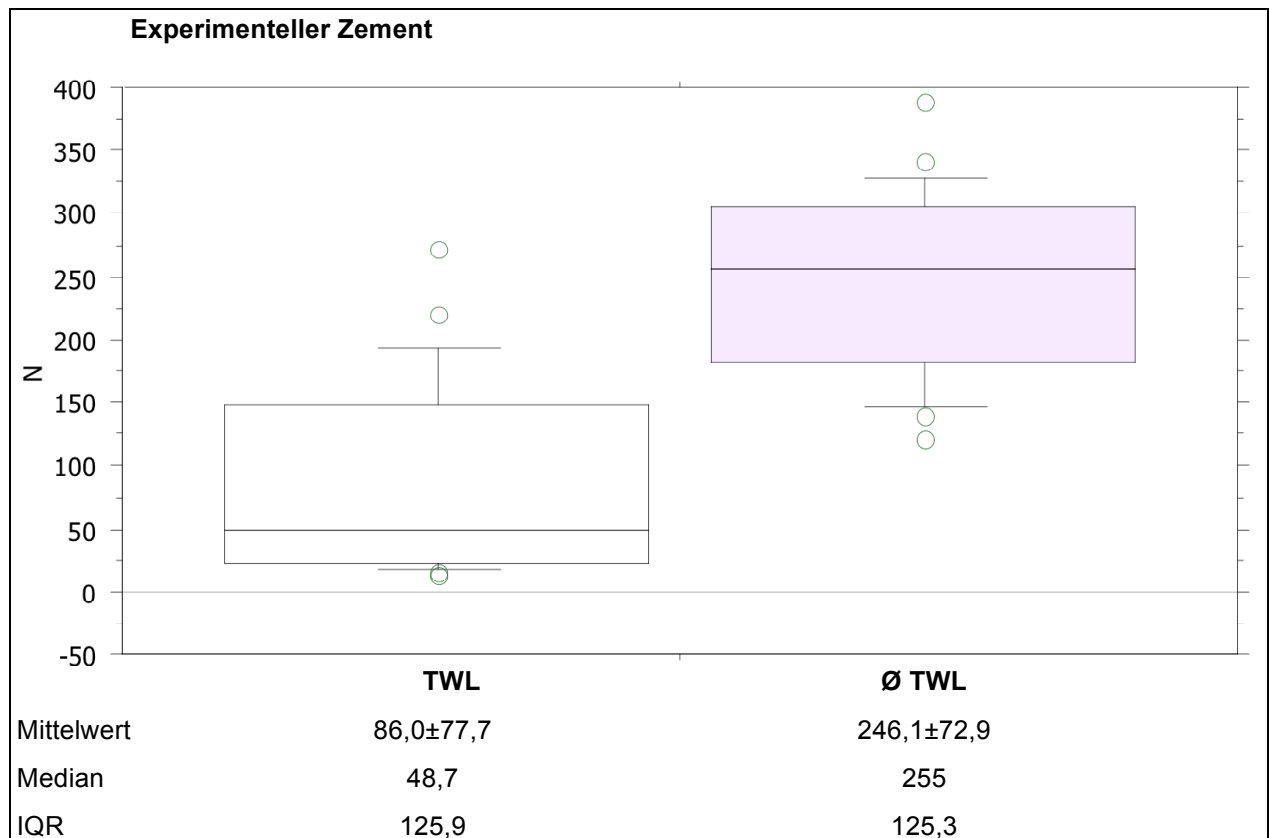


Abbildung 17: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem experimentellen Zement, links mit bzw. rechts ohne TWL ($p < 0,0001$)

3.1.3.2 Gerüstaufräumung

Der experimentelle Zement lag bezüglich des Einflusses der Gerüstaufräumung zwischen den beiden anderen Zementen: Es war ein signifikanter Unterschied im Sinne höherer Kräfte nach Aufräumung vorhanden ($p < 0,05$), der allerdings quantitativ (mit einer Differenz der Mittelwerte von etwa 70 und der Mediane von 25 N) eher diskret ausfiel (Abbildung 18).

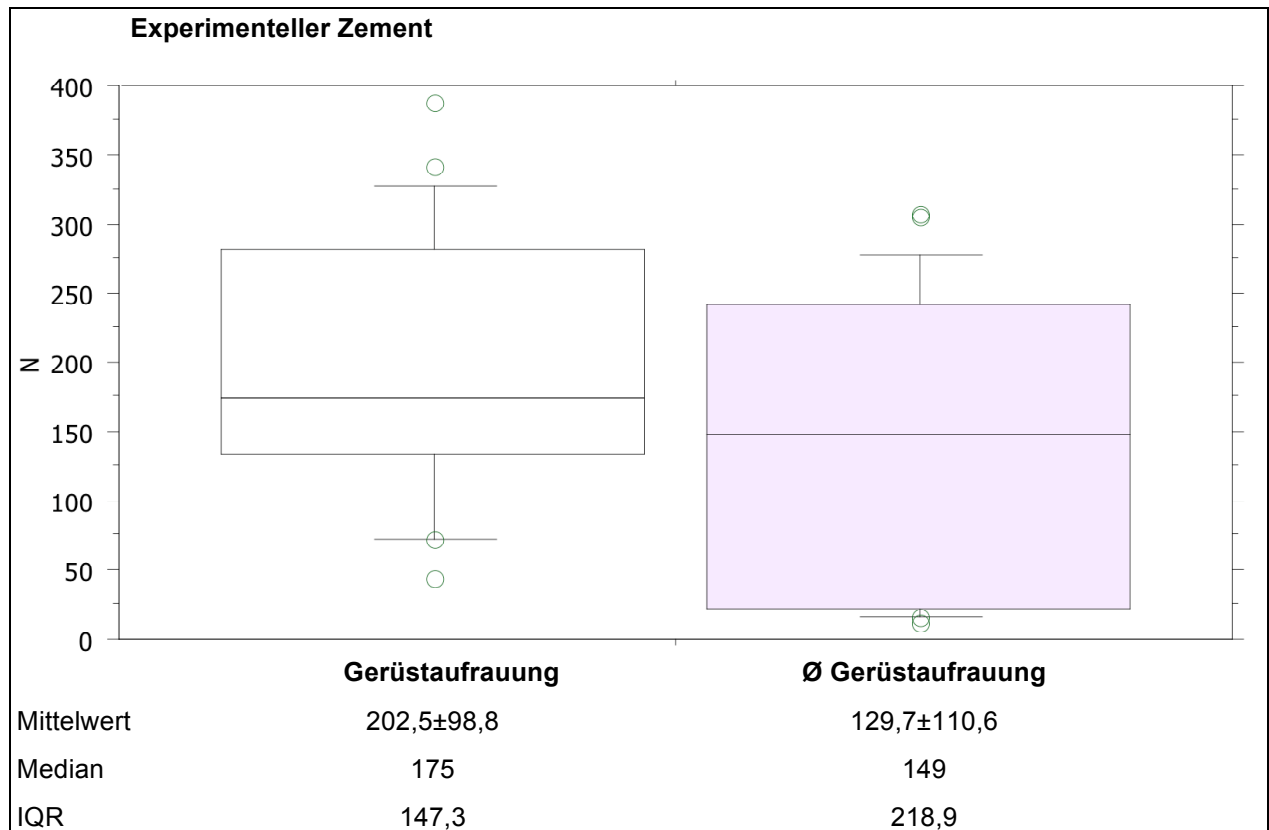


Abbildung 18: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem experimentellen Zement, links mit bzw. rechts ohne Gerüstaufräumung ($p < 0,05$)

3.1.3.3 Kronenaufrauung

Im Gegensatz zu den beiden anderen Befestigungszementen zeigte sich bei Verwendung des experimentellen Zements eine gewisse Erhöhung der Abzugskräfte durch das Aufrauen der Kronen (um etwa 40 N), die allerdings ebenfalls nicht signifikant war (Abbildung 19).

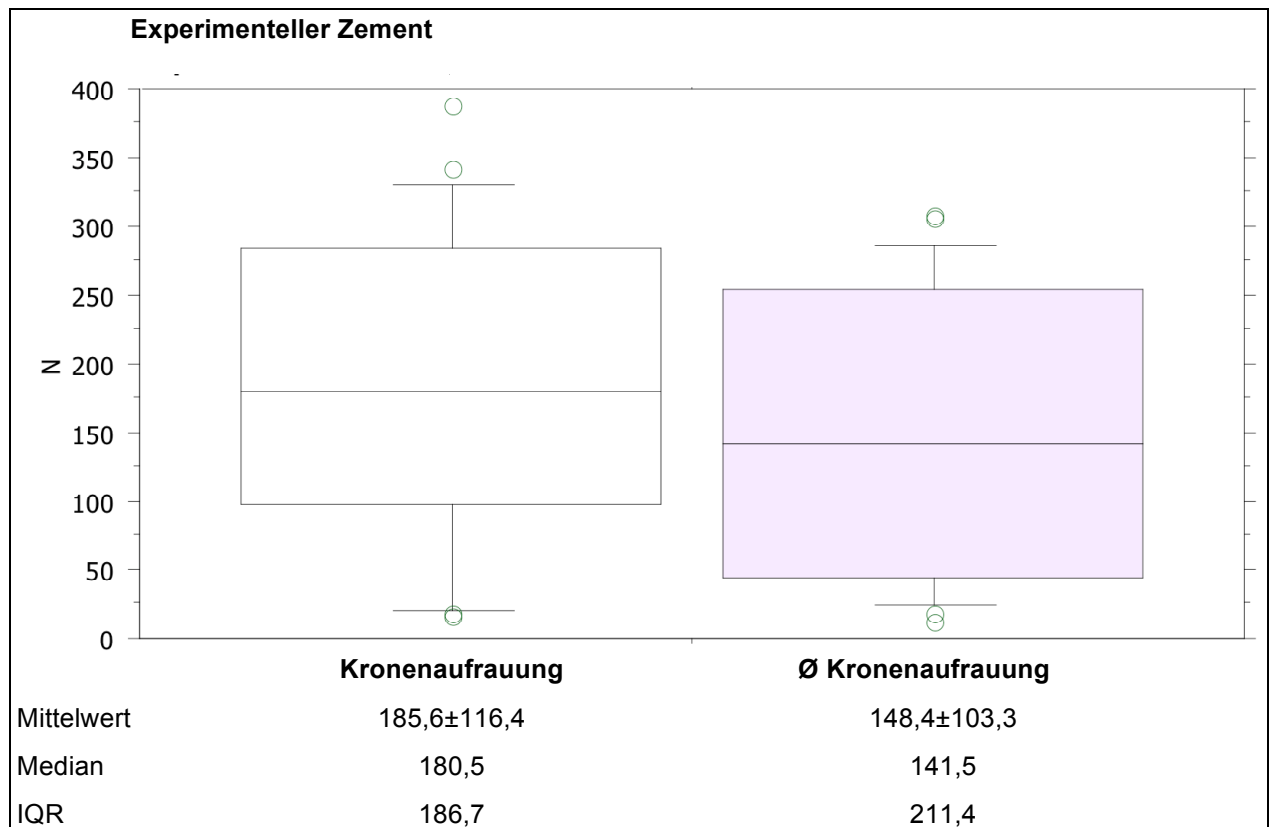


Abbildung 19: Ergebnis der Abzugsversuche mit dem experimentellen Zement, links mit bzw. rechts ohne Kronenaufrauung ($p > 0,05$)

3.2 Einfluss des Zements

3.2.1 Gesamtstichprobe

Der Harvard-Zement wies insgesamt deutlich die höchsten Abzugskräfte auf, und der Unterschied war – insgesamt und im jeweiligen Paarvergleich – statistisch hochsignifikant. Der Unterschied zwischen dem Implantlink *semi*- und dem experimentellen Zement war zwar quantitativ etwas geringer ausgeprägt, aber der Unterschied war ebenfalls signifikant und die Abzugskräfte des experimentellen Zements waren bei etwas breiterer Streuung rund doppelt so hoch (Abbildung 20).

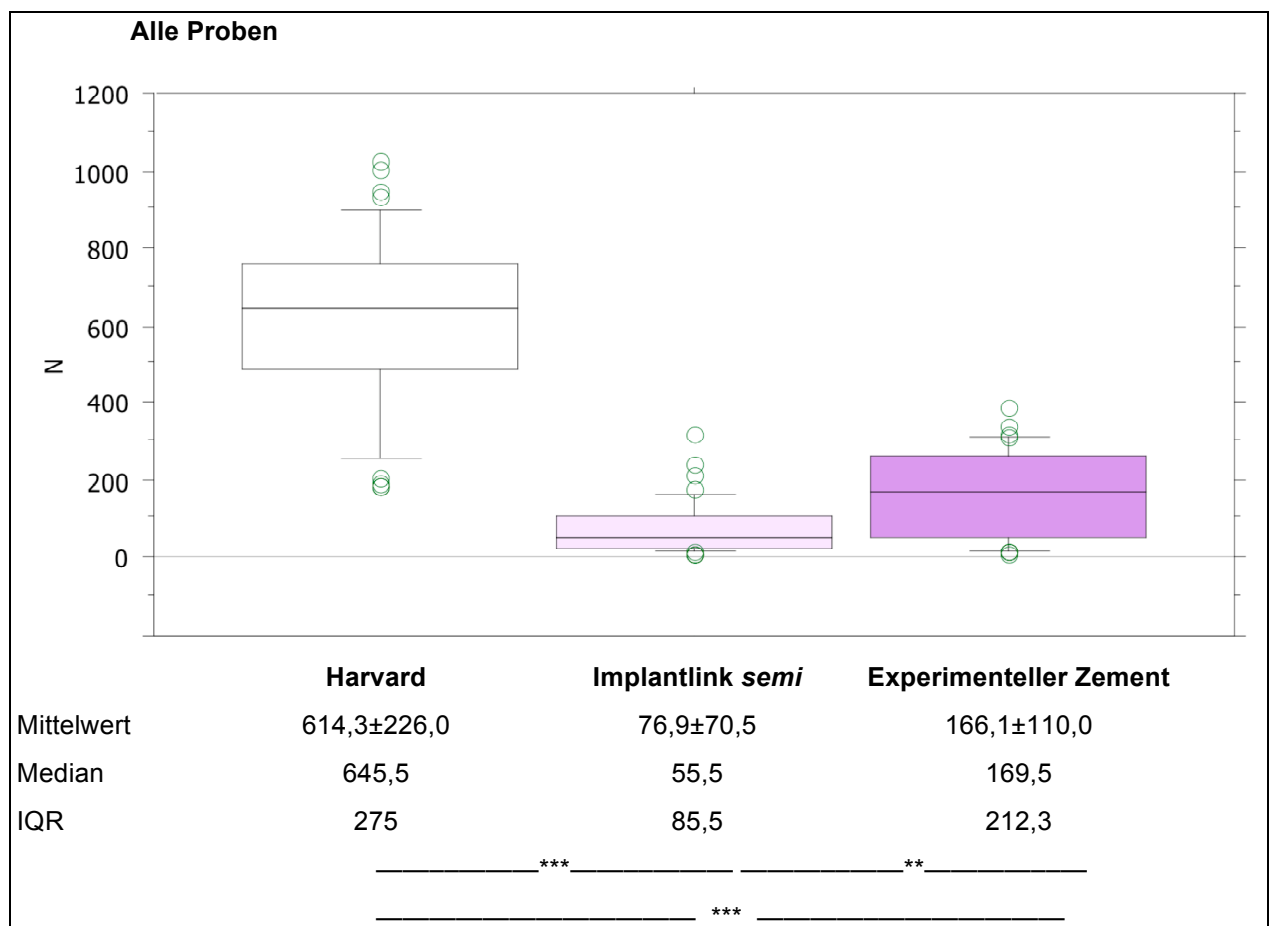


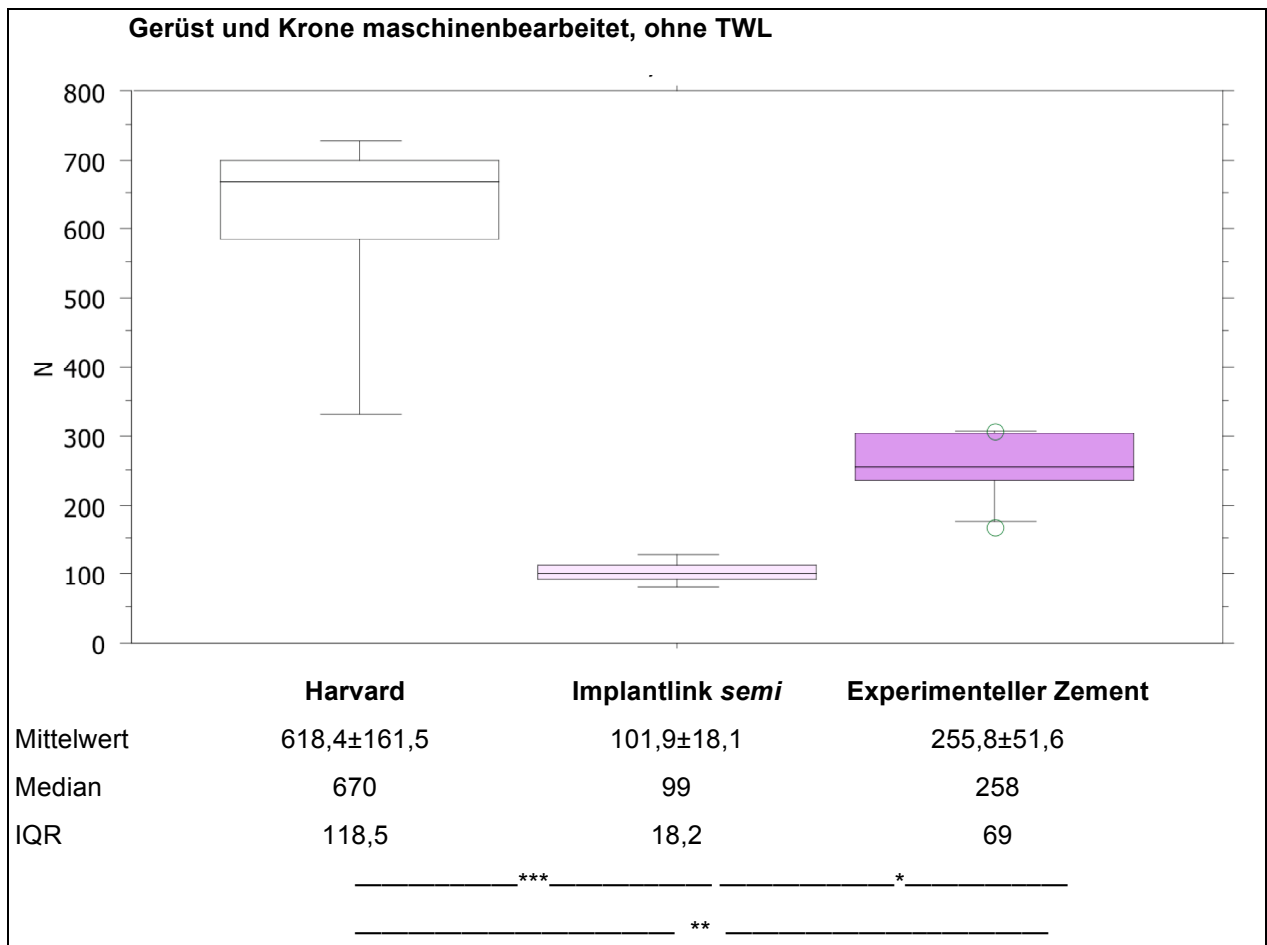
Abbildung 20: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, alle Proben (n=122).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.2 Gerüst und Krone maschinenbearbeitet, ohne TWL

Bei den Proben mit glatter Krone und glattem Gerüst ohne TWL fand sich im Wesentlichen die gleiche Konstellation wie in der Gesamtgruppe, der Unterschied insgesamt (im U-Test) sowie der Gruppenunterschied zwischen Implantlink *semi* und dem experimentellen Zement waren signifikant, der zwischen dem Harvard- und den beiden anderen Zementen hochsignifikant (Abbildung 21).

Auch die Art des Implantatversagens unterschied sich deutlich: Während sich beim Harvard-Zement ein rein adhäsives Zementversagen an Gerüst und Krone zeigte (Klasse 6), erfolgte die Trennung beim Implantlink *semi* komplett am Gerüst; der experimentelle Zement nahm insofern eine Sonderstellung ein, als sich hier ein kombiniert adhäsiv/kohäsives Zementversagen überwiegend am Aufbau fand (Abbildung 21).



adhäsives Zementversagen an Gerüst und Krone (Klasse 6)



adhäsives Zementversagen an der Krone (Klasse 5)



adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau (Klasse 2)

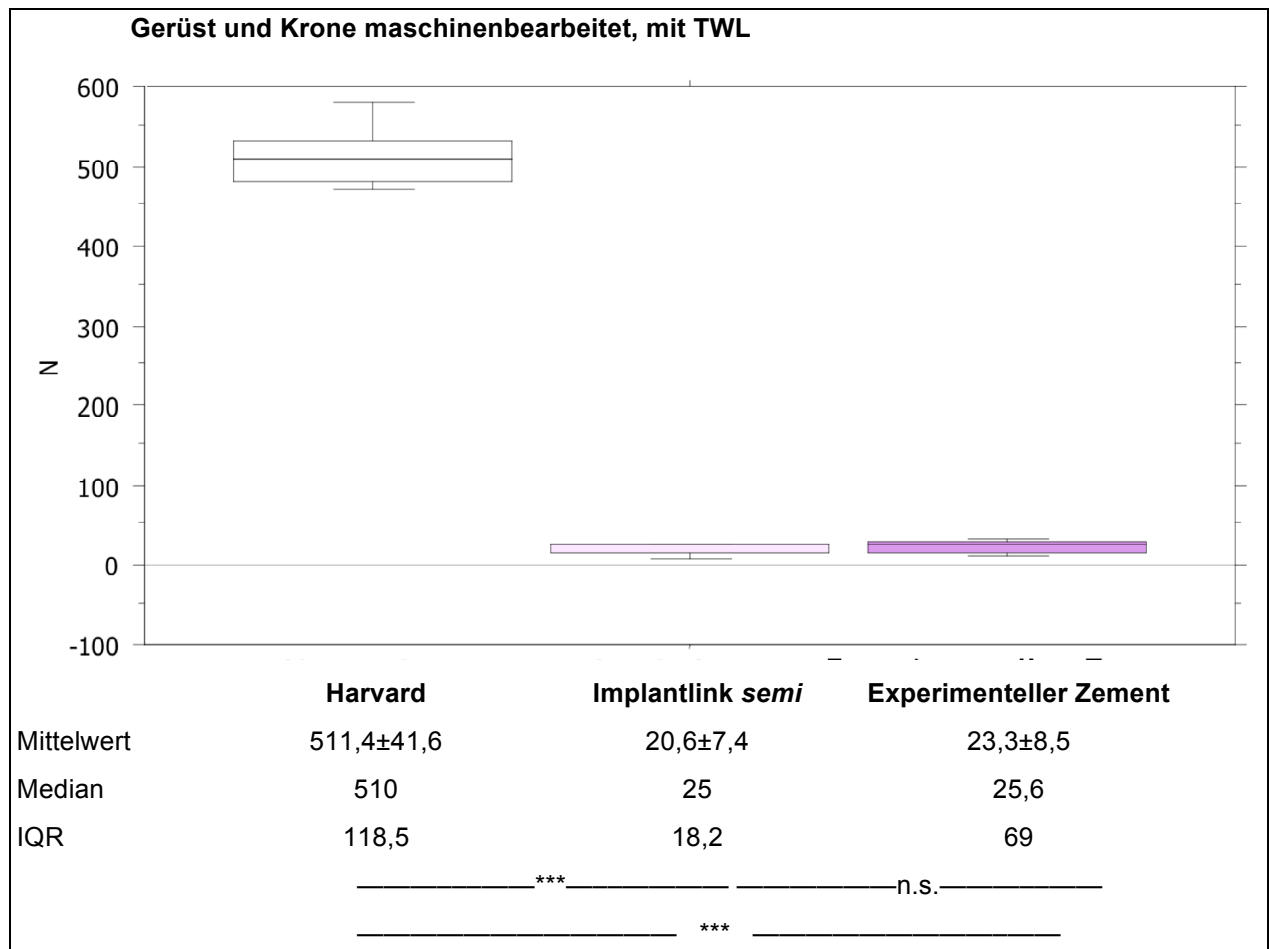
Abbildung 21: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit maschinенbearbeitetem Gerüst und Krone, ohne TWL (n=16).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.3 Gerüst und Krone maschinenbearbeitet, mit TWL

Die Wasserlagerung führte demgegenüber zu zwei unterschiedlichen, jeweils deutlichen Phänomenen: Zum einen wurde die Streuung in allen drei Gruppen deutlich reduziert, und zum anderen war der Unterschied zwischen dem Implantlink *semi*- und dem experimentellen Zement nach TWL praktisch aufgehoben (Abbildung 22).

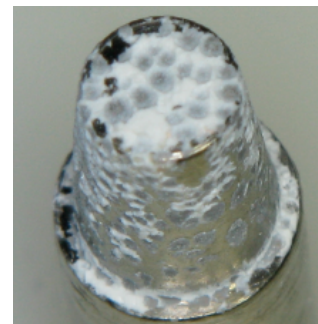
Bezüglich des Zementversagens entsprachen die Ergebnisse denen ohne TWL, d. h. es fand sich bei den beiden im Handel befindlichen Zementen ein rein adhäsives Versagen (beim Implantlink *semi* ausschließlich an der Krone und beim Harvard an Krone und Aufbau), während der experimentelle Zement ein adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau aufwies (Abbildung 22).



adhäsives Zementversagen an Gerüst und Krone (Klasse 6)



adhäsives Zementversagen an der Krone (Klasse 5)



adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau (Klasse 2)

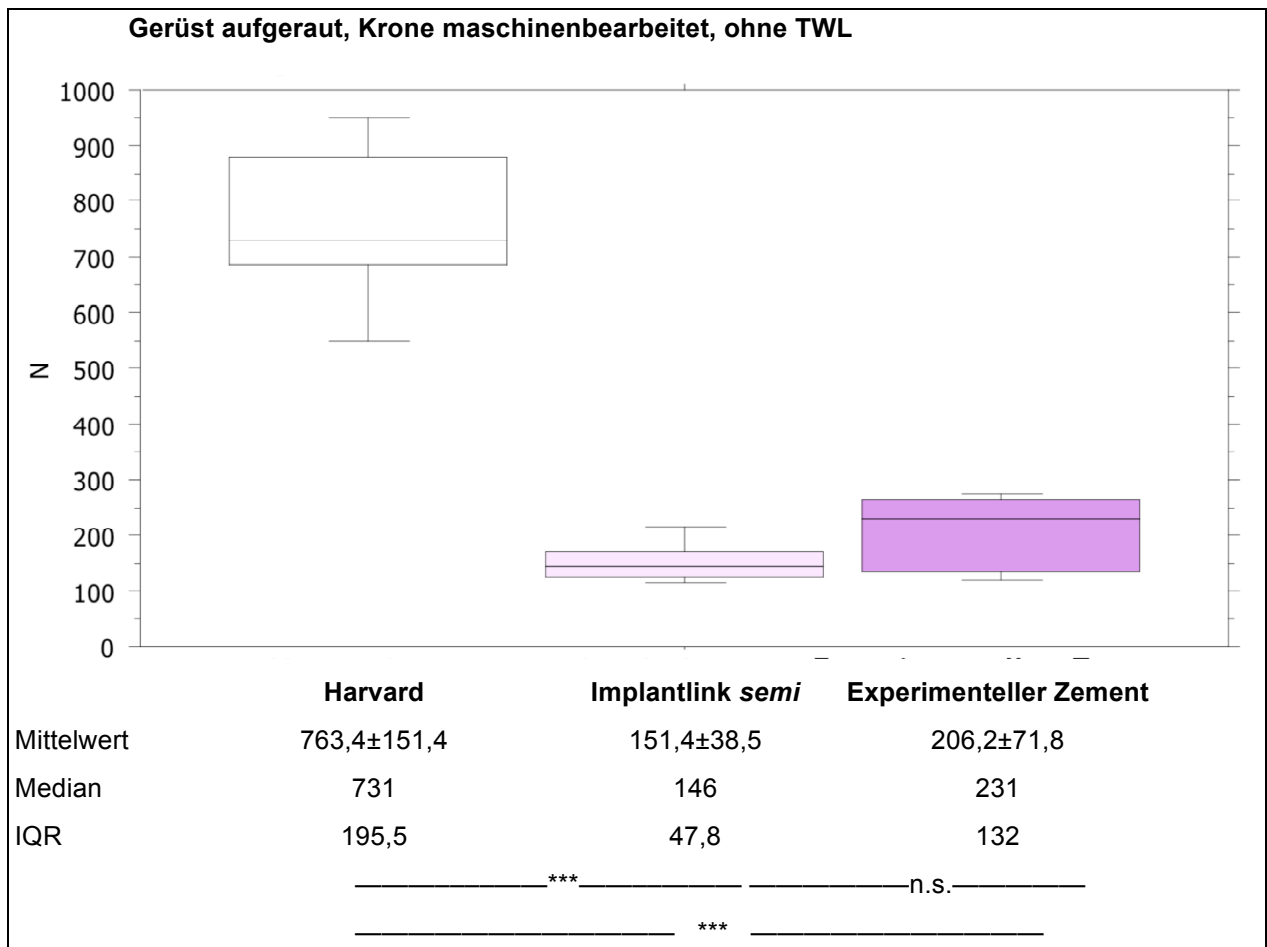
Abbildung 22: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit maschinенbearbeitetem Gerüst und Krone, mit TWL (n=15).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.4 Gerüst aufgeraut, Krone maschinенbearbeitet, ohne TWL

Nach Aufrauung des Gerüsts waren die Abzugskräfte bei ähnlicher Konstellation zwischen den Materialien etwas in Richtung höherer Werte verschoben; wie bei den glatten Gerüsten fand sich ohne Wasserlagerung hier ein sichtbar um etwa 30 % höheres Niveau beim experimentellen Zement, allerdings hier ohne Signifikanz im Paarvergleich (Abbildung 23).

Die Aufrauung des Gerüsts führte beim Harvard-Zement dazu, dass die Adhäsion auch am Aufbau die Kohäsion innerhalb des Zements überschritt; es zeigte sich hier ein rein kohäsives Versagen. Der Implantlink *semi* zeigte auch nach Gerüstaufrauung eine komplette Trennung zwischen Krone und Zement, was auch zu erwarten war; beim experimentellen Zement zeigte sich wiederum ein kombiniert adhäsiv/kohäsives Zementversagen, allerdings hier überwiegend an der Krone, was Ausdruck der durch die Aufrauung gestiegenen Adhäsion zwischen Gerüst und Zement ist (Abbildung 23).



überwiegend kohäsives
Zementversagen
(Klasse 3)



adhäsives Zementver-
sagen an der Krone
(Klasse 5)



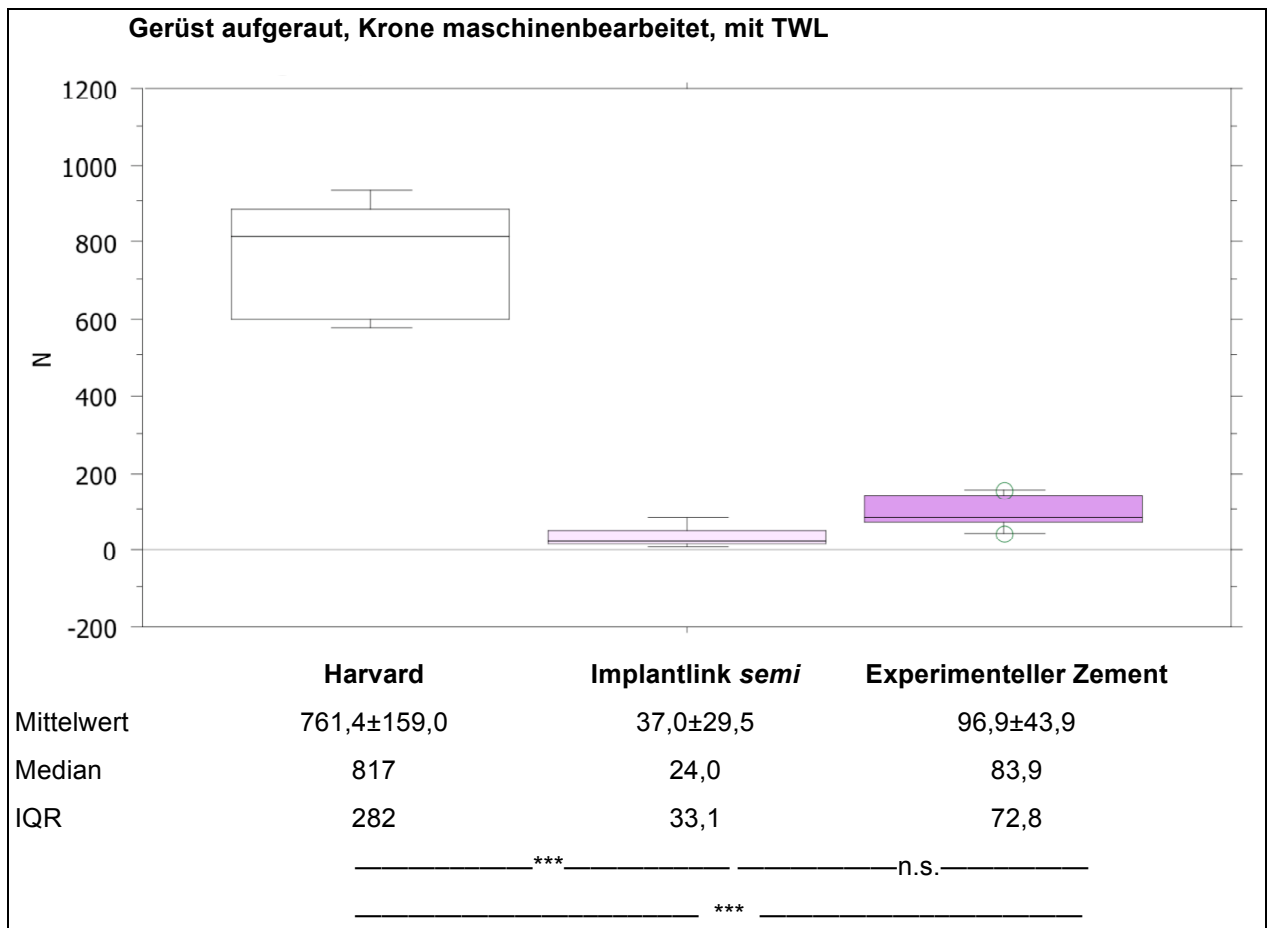
adhäsiv/kohäsives
Zementversagen an der
Krone (Klasse 4)

Abbildung 23: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit aufgerautem Gerüst, maschinenbearbeiteter Krone, ohne TWL (n=15).
Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.5 Gerüst aufgeraut, Krone maschinenbearbeitet, mit TWL

Analog zum Befund bei den glatten Gerüsten bewirkte die Wasserlagerung eine deutliche Reduktion der Abzugskräfte und vor allem der Messwertvariabilität; der Unterschied zwischen Implantlink *semi* und experimentellem Zement blieb allerdings, wenn auch ohne Signifikanz, qualitativ bestehen (Abbildung 24).

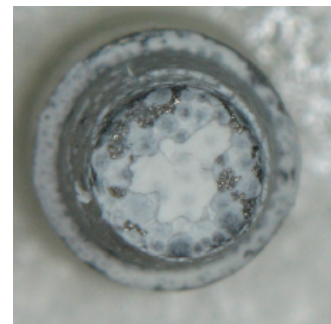
Auch hier fand sich kein Einfluss der TWL auf das Zementversagen, das heißt der Einfluss der Aufrauung des Gerüsts war beim Harvard- (hier rein kohäsives Versagen) und beim experimentellen Zement (wie zuvor adhäsiv/kohäsives Versagen, aber an der Krone) im Vergleich mit den Versuchen mit den glatt maschinenbearbeiteten Proben gut zu erkennen. Der Implantlink *semi* zeigte erwartungsgemäß auch nach TWL nach der Gerüstaufrauung eine komplette Trennung zwischen Krone und Zement (Abbildung 24).



überwiegend kohäsives
Zementversagen
(Klasse 3)



adhäsives Zementver-
sagen an der Krone
(Klasse 5)



adhäsiv/kohäsives
Zementversagen an der
Krone (Klasse 4)

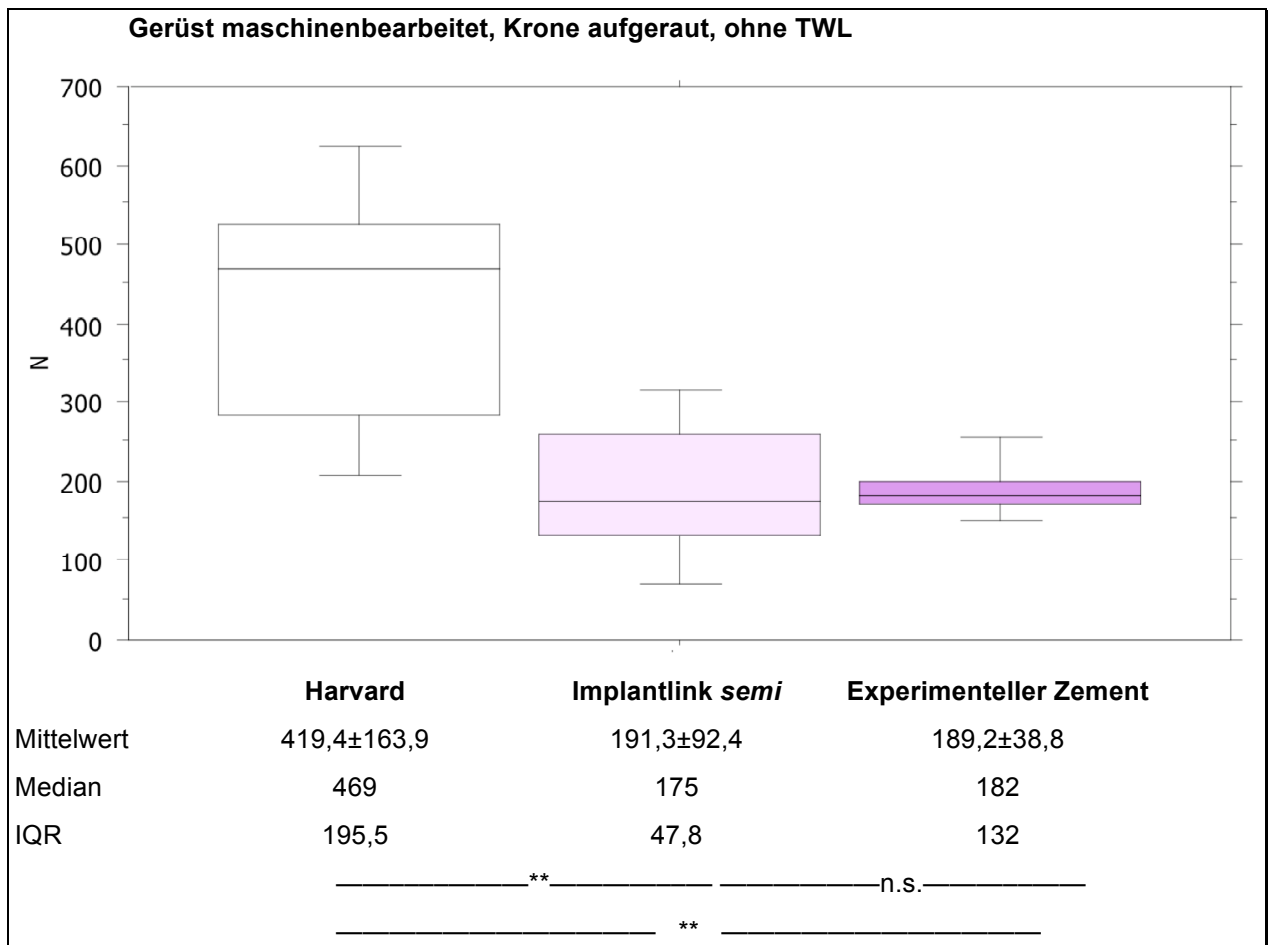
Abbildung 24: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit aufgerautem Gerüst, maschinengeboreiteter Krone, mit TWL (n=16).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.6 Gerüst maschinenbearbeitet, Krone aufgeraut, ohne TWL

Bei den Proben mit maschinenbearbeitetem Gerüst und aufgerauter Krone ohne TWL waren die Unterschiede zwischen den Zementen deutlich reduziert bzw. – zwischen Implantlink *semi* und dem experimentellen Zement – aufgehoben. Der Unterschied zwischen dem Harvard- und den anderen Zementen im Paarvergleich blieb signifikant, allerdings auf niedrigerem Niveau (Abbildung 25).

Diese Konstellation führte dazu, dass sowohl beim Harvard-Zement als auch beim Implantlink *semi* die Trennung praktisch komplett zwischen Gerüst und Zement erfolgte (rein ahäsives Versagen am Aufbau, Klasse **1**). Nicht ganz so deutlich war der Unterschied beim experimentellen Zement, wo erneut ein kombiniert adhäsiv/kohäsives Zementversagen zu beobachten war; allerdings erfolgte die Aufhebung der Adhäsion hier ebenfalls am Gerüst, wenn sie auftrat (Abbildung 25).



adhäsives Zementversagen am Aufbau
(Klasse 1)



adhäsives Zementversagen am Aufbau
(Klasse 1)



adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau (Klasse 2)

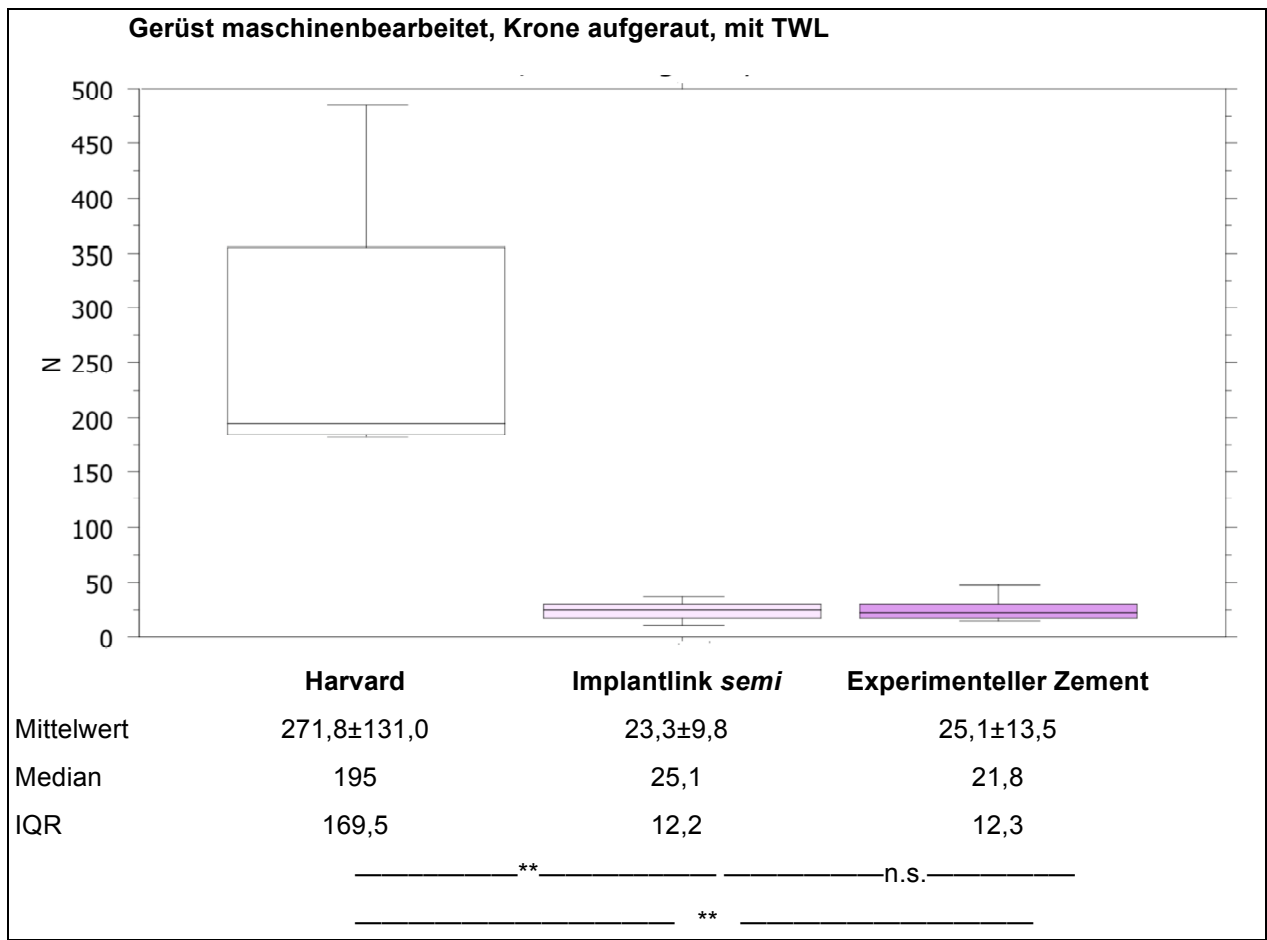
Abbildung 25: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit maschinенbearbeitetem Gerüst, aufgerauter Krone, ohne TWL (n=15).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.7 Gerüst maschinenbearbeitet, Krone aufgeraut, mit TWL

Auch in der Konstellation mit maschinenbearbeitetem Gerüst und aufgerauter Krone führte die Wasserlagerung zu einer Senkung der Abzugskräfte und einer Aufhebung des Unterschiedes zwischen Implantlink *semi* und experimentellem Zement sowie einer erheblichen Reduktion der Streuung in beiden letztgenannten Gruppen (Abbildung 26).

Die TWL schwächte den Verbund zwischen Zement und (glattem) Gerüst offensichtlich noch weiter, so dass nunmehr auch beim experimentellen Zement nur noch eher vereinzelte „Inseln“ kohäsiven Zementversagens zu beobachten waren. Der Aspekt der Gerüste, auf denen die Kronen mit Harvard-Zement bzw. Implantlink *semi* befestigt gewesen waren, war nach TWL unverändert praktisch zementfrei (Abbildung 26).



adhäsives Zementversagen am Aufbau
(Klasse 1)



adhäsives Zementversagen am Aufbau
(Klasse 1)



adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau (Klasse 2)

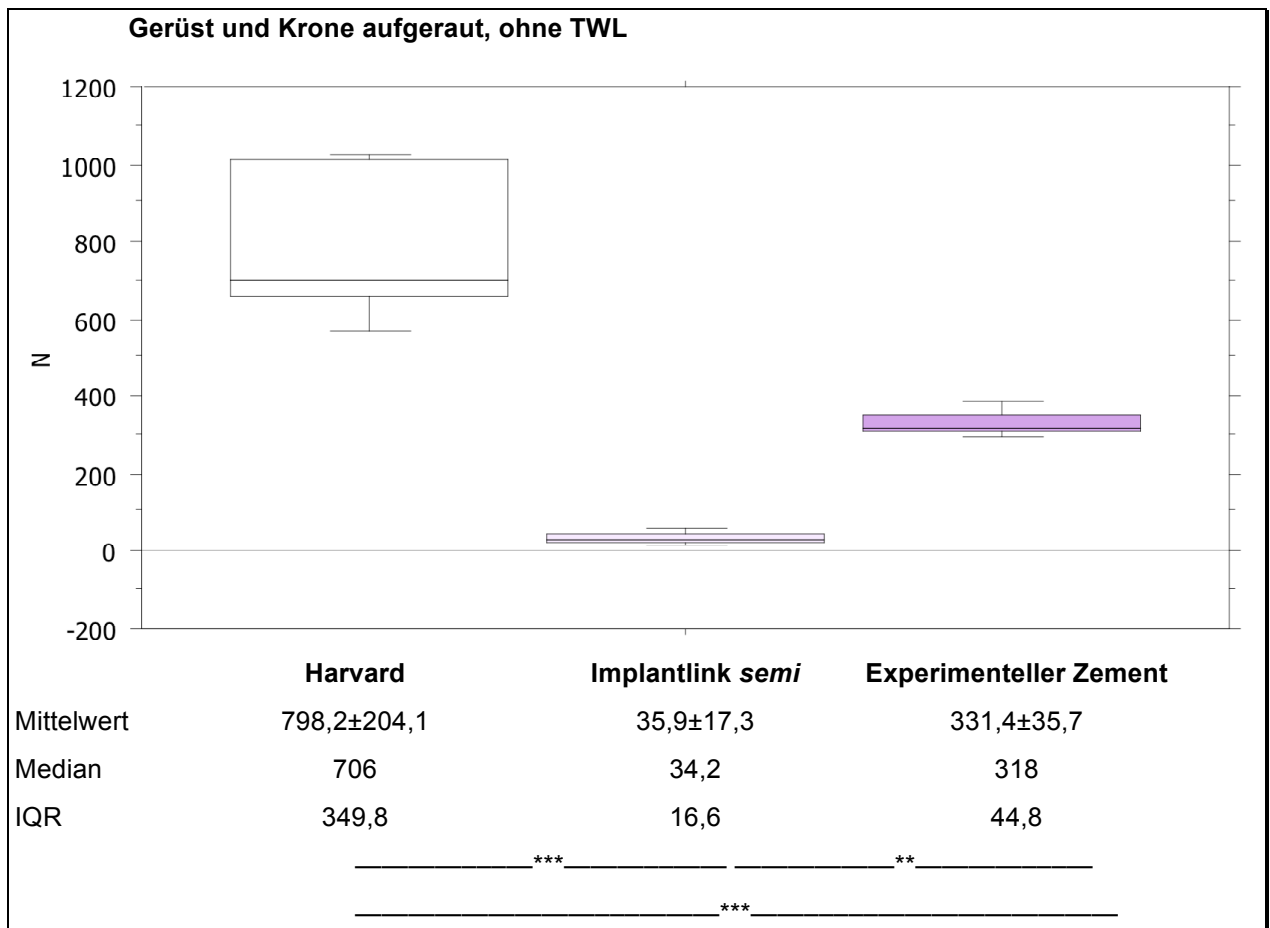
Abbildung 26: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit maschinенbearbeitetem Gerüst, aufgerauter Krone, mit TWL (n=15).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.8 Gerüst und Krone aufgeraut, ohne TWL

Wurden Krone und Gerüst aufgeraut und die Proben ohne TWL untersucht, so fand sich ein erheblicher und statistisch signifikanter Unterschied – um etwa den Faktor 10 – zwischen Implantlink *semi* und experimentellem Zement. Auch in dieser Konstellation wiesen die beiden letztgenannten Zemente nur eine sehr geringe Streuung der Abzugskräfte auf (Abbildung 27).

Nach Aufrauung beider Komponenten war der Verbund zwischen Harvard-Zement sowie Implantlink *semi* und Aufbau so fest, dass eine rein adhäsive Trennung zwischen Krone und Gerüst auftrat. Im Gegensatz dazu fand sich beim experimentellen Zement ein überwiegend kohäsives Zementversagen, d. h. die Adhäsion sowohl an der Krone als auch am Aufbau war bei Aufrauung beider Komponenten größer als die Kohäsion des Zements selbst (Abbildung 27).



adhäsives Zementversagen an der Krone
(Klasse 5)



adhäsives Zementversagen an der Krone
(Klasse 5)



überwiegend kohäsives Zementversagen
(Klasse 3)

Abbildung 27: Ergebnis der Abzugsversuche in Abhängigkeit vom Zement, Proben mit aufgerautem Gerüst und aufgerauter Krone, ohne TWL (n=15).

Zur Legende: *** p<0,0001; ** p<0,01; * p<0,05; n.s.=nicht signifikant

3.2.9 Gerüst und Krone aufgeraut, mit TWL

Die Wasserlagerung änderte in der Konstellation mit aufgerautem Gerüst und aufgerauter Krone an den Abzugskräften und dem Einfluss des Materials nur relativ wenig; lediglich beim experimentellen Zement zeigte sich eine gewisse Reduktion, wobei aber alle Gruppenunterschiede im Paarvergleich hochsignifikant waren (Abbildung 28).

Nach TWL war das Bild des Zementversagens beim Harvard-Zement und beim Implantlink *semi* unverändert; beim experimentellen Zement zeigte sich eine Schwächung des Verbundes zwischen Krone und Zement durch TWL, da hier nach TWL ein adhäsiv/kohäsives Zementversagen an der Krone zu beobachten war (Abbildung 28).

3.3 Einflüsse auf das Zementversagen

Die Betrachtung der Abbildungen zum Zementversagen zeigt zunächst, dass die Wasserlagerung diesbezüglich keinen Unterschied verursacht. Die einzelnen Zemente verhalten sich dagegen sehr deutlich unterschiedlich:

- Beim Harvard-Zement trat ein kohäsives Zementversagen nur bei gestrahltem Gerüst und maschinenbearbeiteter Krone auf. Unter den anderen Bedingungen gab es ausschließlich adhäsives Versagen, und zwar an Gerüst und Krone zu gleichen Teilen (beides maschinell bearbeitet), am Gerüst (Gerüst maschinell bearbeitet, Krone gestrahlt) bzw. an der Krone (beides gestrahlt).
- Beim Implantlink *semi* trat ausschließlich adhäsives Zementversagen auf, und zwar mit Ausnahme der Bedingung „glattes Gerüst, gestrahlte Krone“ immer an der Krone.
- Beim experimentellen Zement war das Zementversagen weniger einheitlich und häufiger kombiniert adhäsiv/kohäsiv. Es hing dabei überwiegend von der Gerüstbehandlung ab, d. h. beim maschinenbearbeiteten Gerüst fand sich durchgängig die Kategorie 2 („Zementversagen adhäsiv/kohäsiv am Aufbau“).

Ein systematischer Zusammenhang zwischen der Art des Zementversagens und der erforderlichen Abzugskraft ließ sich nicht sicher identifizieren. Die beobachteten Unterschiede (Tabelle 3) sind in erster Linie dem Zement zuzuschreiben: Die Typen 3 und 6 mit relativ hohen Kräften waren ausschließlich (6) bzw. überwiegend (3) beim Harvard-Zement beobachtet worden, und der Typ 2 mit niedrigen Kräften ausschließlich beim experimentellen Zement.

Tabelle 3: Mittlere Abzugskraft in Abhängigkeit vom Typ des Zementversagens

| Art des Zementversagens | Anzahl | Mittlere Abzugskraft |
|--|---------------|-----------------------------|
| 1=adhäsives Zementversagen am Aufbau | 4 | 226,5 |
| 2=adhäsiv/kohäsives Zementversagen am Aufbau | 4 | 123,4 |
| 3=überwiegend kohäsives Zementversagen | 3 | 618,7 |
| 4=adhäsiv/kohäsives Zementversagen an der Krone | 3 | 166,5 |
| 5=adhäsives Zementversagen an der Krone | 8 | 246,2 |
| 6=adhäsives Zementversagen an Gerüst und Krone | 2 | 564,9 |

Festzuhalten ist aber eine sehr deutliche Beziehung zwischen dem Zement und dem Typ des Zementversagens: Das gemischte adhäsiv/kohäsive Zementversagen (Typen 2 und 4) trat ausschließlich bei dem experimentellen Zement auf (Tabelle 4).

Tabelle 4: Typ des Zementversagens in Abhängigkeit vom Zement

| Art des Zementversagens | | | | | | |
|--------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Zement | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| Harvard | 2 | - | 2 | - | 2 | 2 |
| Implantlink <i>semi</i> | 2 | - | - | - | 6 | |
| Experimentell | - | 4 | 1 | 3 | - | - |

4 Diskussion

4.1 Zusammenfassende Bewertung der Ergebnisse

Anliegen der vorliegenden Untersuchung war die Bewertung adhäsiver Verbindungen zwischen Implantat und –aufbau in Abhängigkeit vom Zement. Dazu wurde – aufbauend auf eine frühere Untersuchung [97] – die Abzugsfestigkeit von Vollkeramikaufbauten auf Titan-Implantatprobekörpern für drei verschiedene Zemente unter Modifikation verschiedener Fertigungs- und Lagerungsbedingungen untersucht. Beim Vergleich der Ergebnisse zeigte sich zunächst, dass die Zemente – entsprechend dem beabsichtigten Einsatzbereich – sehr unterschiedliche Abzugskräfte aufwiesen. Die Unterschiede zwischen dem permanenten Harvard-Zement und den beiden temporären Zementen waren durchweg hochsignifikant und auch quantitativ sehr erheblich, während sich der experimentelle Zement und der für die temporäre Befestigung von Implantataufbauten vorgesehene Implantlink *semi* nur relativ geringfügig und nicht in allen Fällen signifikant voneinander unterschieden.

Die deutlich höhere Festigkeit des Verbundes mit dem Harvard-Zement ist mit dessen Zusammensetzung zu erklären: Als Zinkphosphatzement weist dieser Zement durch eine sehr niedrige Oberflächenspannung, niedrige Viskosität und geringe molekulare Kohäsion nach dem Anmischen eine sehr gute Benetzbarkeit der zu verbindenden Oberflächen auf, wird dann aber sehr schnell dick und fest. Entsprechend gut kann der frische Zement in kleinste Risse und Spalten der zu verbindenden Komponenten eindringen; die anschließende Bildung von Kristallnadeln führt zu einer mechanischen Verkeilung, was die hohen Abzugskräfte und deren überwiegend eher moderate Zunahme nach dem Aufrauen erklärt. Zusätzlich bewirkt der hohe Anteil an Orthophosphorsäure in der flüssigen Phase einen „Reinigungseffekt“, der den Verbund besonders mit keramischen Oberflächen weiter erhöht [52].

Bezüglich der Verbundeigenschaften ähnelt der experimentelle SZ-PMMA-Zement dem auf Urethanmethacrylaten basierenden Implantlink *semi*, der bereits seit geraumer Zeit für die adhäsive Fixierung von Implantataufbauten in klinischer Verwendung ist und vom Hersteller für alle Kombinationen von Gerüst- und Aufbaumaterial freigegeben ist.

Zusätzlich zu den Adhäsions- und Kohäsionskräften treten in einem Verbund von Titan, Zement und Keramik auch Scherkräfte auf, und dies umso mehr, je rauer die Oberfläche ist. Bei aufgerauten Oberflächen treten mechanische Verkeilungen zwischen den Feststoffpartikeln der Zemente auf, die die Festigkeit erhöhen (Abbildung 29). Der experimentelle Zement nimmt diesbezüglich insofern eine Sonderstellung ein, als sich durch die negative OH-Gruppe (in Abbildung 29 rot eingekreist) zusätzlich eine chemische Interaktion zur Metalloberfläche einstellt, die die Festigkeit erhöhen kann.

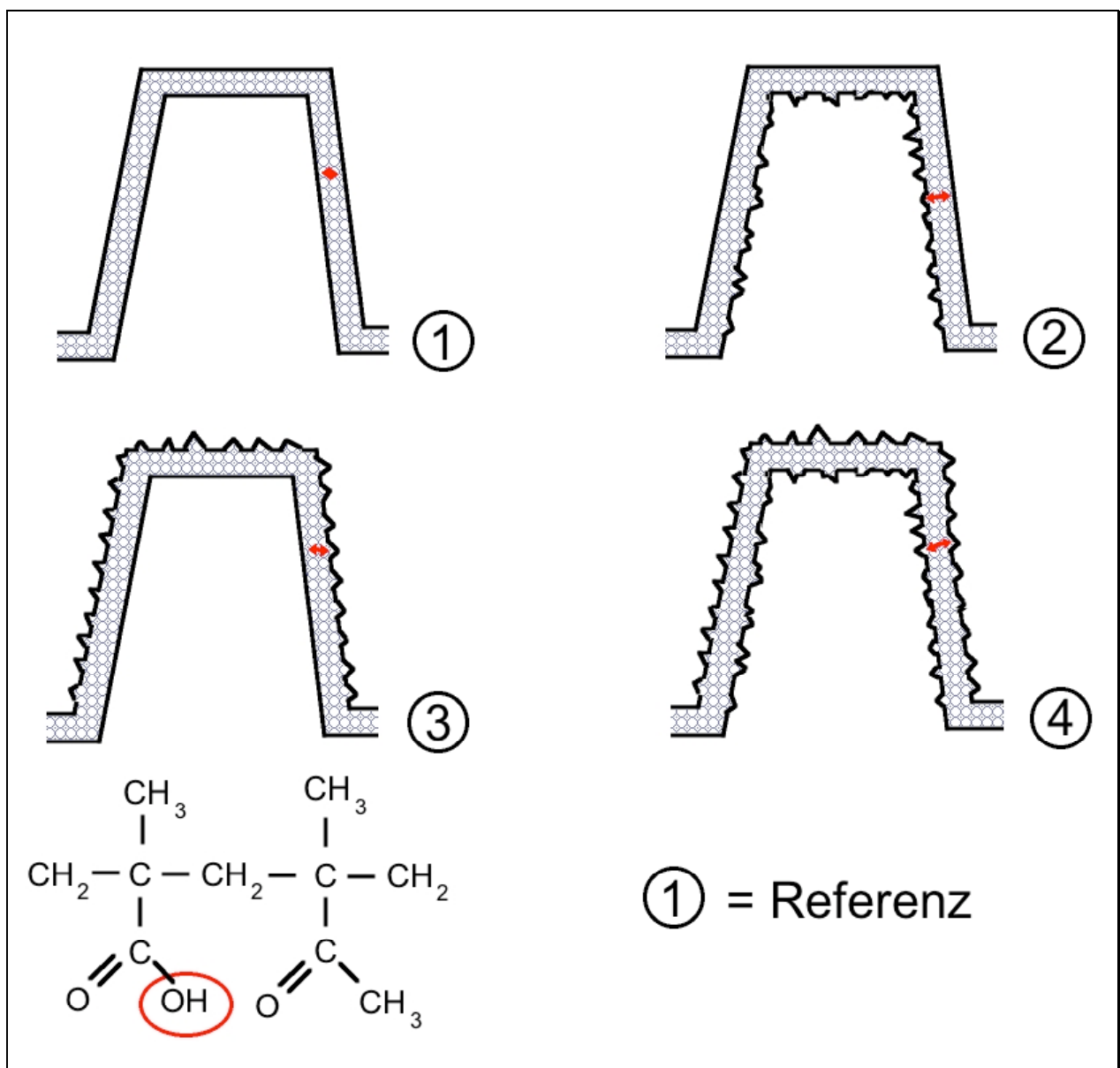


Abbildung 29: Schematische Darstellung der Klebefuge bei glatten bzw. aufgerauten Oberflächen. Rote Doppelpfeile: Kraftvektoren der Polymerisationsschrumpfung, unten Strukturformel des experimentellen Zements

Insgesamt lassen sich in diesem Modell die drei hier untersuchten Zemente wie folgt einordnen (Tabelle 5):

Tabelle 5: Für die Abzugsfestigkeit relevante Eigenschaften der untersuchten Zemente

| Zement | Viskosität | Abbindereaktion | Verbundart |
|---------------------------|-------------------------------|--|---|
| Harvard schnellhärtend | Initial niedrig, dann hoch | Zementierung | Mechanische Verkeilung durch unlösliche Kristallnadeln |
| Implantlink <i>semi</i> | mittel | Polymerisation | Klebung |
| Experimenteller Zement | mittel | Komplexbildung (d. Ze- mentierung vergleichbar) | Klebung |

Für die adäquate Berücksichtigung der Scherkräfte im experimentellen Design wurde die Geometrie der Prüfkörper „lebensnah“ gestaltet; da in der Implantologie in der Regel konusförmige Verankerungen eine Rolle spielen, wurde diese Grundform gewählt.

Zudem wäre bei einer ausschließlichen Betrachtung der Verklebung von glatten Flächen eine Übertragbarkeit auf die Verhältnisse in der Praxis nicht gewährleistet gewesen, da additive oder subtraktive Aufrauungen von Gerüst und/oder Suprakonstruktion heute Standard sind. Daher wurde geprüft, um welchen Betrag die Aufrauung des Gerüsts allein (② vs. ① in Abbildung 29), des Aufbaus allein (③ vs. ①) oder von Gerüst und Aufbau (④ vs. ①) die Abzugsfestigkeit erhöhte; da bei der temporären Befestigung die maximale Festigkeit nicht das letztendliche Ziel ist, wurde geprüft, mit welchen Parametermodifikationen die Abzugsfestigkeit in den „gewünschten“ Bereich von ~100 N zu verlagern war.

Neben der Oberflächengestaltung ist die Stabilität der Abzugsfestigkeit gegenüber dem Milieu der Mundhöhle – für die das Thermocycling als allgemein akzeptiertes Modell, gelten kann – ein wichtiges Qualitätskriterium. Diesbezüglich ist der Harvard-Zement ebenfalls deutlich weniger anfällig als die beiden temporären Zemente. Durch die Wasserlagerung mit Temperaturwechsel treten am Rand der Klebefuge Auswaschungen auf, die zu einem Materialverlust mit resultierender Abnahme der Verbundfestigkeit führen; andererseits kann bei einigen langsam abbindenden Zementen die Abzugsfestigkeit durch Thermocycling sogar zunehmen, da die höheren Temperaturen bei Polymerisation diese fördern [97].

Während beim Harvard-Zement durch die TWL nur eine Reduktion der Abzugskräfte um bis zu 35 % zu beobachten war, reduzierten sie sich beim Implantink *semi* und dem experimentellen Zement um bis zu 90 %; in beiden Fällen ergab sich die größte Differenz bei aufgerauter Krone und glattem Gerüst; diese Konstellation sollte daher möglicherweise eher vermieden werden [vgl. 97]. Beim Implantink *semi*, nicht aber beim experimentellen Zement, trat allerdings durch die TWL auch in einem Fall (Gerüst und Krone aufgeraut) eine, allerdings nur moderate, Zunahme der Abzugsfestigkeit auf.

Es wäre sicher interessant zu beurteilen, ob durch die TWL ein „Plateau“ erreicht wird oder ob die Abzugsfestigkeit kontinuierlich weiter absinkt; bei der Planung einer adhäsiven Fixierung von Implantataufbauten wäre diese Information insofern wertvoll, als sie eine bedarfsgerechtere „Steuerung“ der Abzugskraft, z. B. durch Oberflächenmodifikationen, im Hinblick auf die gewünschte Verweildauer erleichtern würde. In zukünftigen Untersuchungen könnte dem dadurch Rechnung getragen werden, dass die Abzugskräfte nach einer unterschiedlichen Zahl von TWL-Zyklen (z. B. 500, 1000, 2500, 5000 und 10000) gemessen werden.

Aufgrund weiterer Untersuchungen könnte und sollte daher eine „Referenzmatrix“ (Tabelle 6) erstellt werden, die die Wahl eines möglichst eng umschriebenen Bereichs von Abzugskräften anhand der Justierung der Parameter Oberflächenbehandlung, Zement und TWL erlauben würde:

Tabelle 6: Referenzmatrix für zukünftige Untersuchungen

| Zement | | Gerüst | Krone | Zyklen TWL | Abzugskraft (Mittelwert, 95 %-Konfidenzintervall) | |
|------------------------|---------------------------------------|------------------|-----------|------------|---|-----|
| Experimenteller Zement | Phase 1 (ohne TWL) | glatt | glatt | keine | ... | |
| | | glatt | aufgeraut | keine | ... | |
| | | aufgeraut | glatt | keine | ... | |
| | | aufgeraut | aufgeraut | keine | ... | |
| | Phase 2 (untersch. Zyklenzahl TWL) | Gleiche Optionen | | | 500 | |
| | | Gleiche Optionen | | | 1000 | |
| | | Gleiche Optionen | | | 2500 | |
| | | Gleiche Optionen | | | 5000 | |
| | | Gleiche Optionen | | | 10000 | ... |

| Zement | Gerüst | Krone | Zyklen TWL | Abzugskraft (Mittelwert, 95 %-Konfidenzintervall) |
|---|------------------|-------|---------------------|--|
| Referenz 1 permanent (z. B. Harvard) | Gleiche Optionen | | Gleiche Optionen | ... |
| Referenz 2 temporär (z. B. Implantlink <i>semi</i>) | Gleiche Optionen | | Gleiche Optionen | |
| Eventuell weitere Zemente | Gleiche Optionen | | Gleiche Optionen | |

Zemente, die speziell für die Befestigung von Implantataufbauten entwickelt wurden, sind ein „Sonderfall“ der Befestigungskomposite. Im Gegensatz zu den herkömmlichen Befestigungskompositen müssen diese Retentionskräfte in einem relativ niedrigen Bereich – um die 100 N – aufweisen, damit die Aufbauten für eventuelle Reparaturen oder Änderungen entfernt werden können, ohne das Implantat selbst zu lockern.

Da in mehreren Untersuchungen am Oberkiefer Pullout-Kräfte von deutlich weniger als 200 N gemessen wurden [z. B. 49], scheint eher eine Orientierung an der 100 N-Marke angemessen zu sein; dies ist allerdings nicht als evidenzbasierte Empfehlung zu verstehen.

Gemessen an diesem Bereich von ~100 (bis maximal 200) N, in dem die Abzugskräfte zementierter Suprakonstruktionen idealerweise liegen sollten, eignete sich keiner der in der vorliegenden Arbeit untersuchten Zemente uneingeschränkt für die Befestigung von Vollkeramikkrone auf Titanstümpfen. Tendenziell waren die Abzugskräfte bei Verwendung des Implantlink *semi* (insbesondere nach Thermocycling) zu niedrig, während bei Verwendung des experimentellen Zements tendenziell eher ungünstig hohe Abzugskräfte (> 200 N) zumindest bei einem Teil der Probenkörper zu beobachten waren. Diese lagen aber nicht in einer Größenordnung, die – wie beim Harvard-Zement – eine Zerstörung von Knochen oder Implantat bei der Entfernung erwarten lassen würden.

Der experimentelle Zement kam dem Idealbereich allerdings am nächsten, und zwar unter der folgenden Bedingung:

- Gerüst gestrahlt
- Krone maschinenbearbeitet
- mit TWL

Unter dieser Bedingung lagen die Abzugskräfte durchgehend in einem absolut akzeptablen Bereich von 44-155 N, und der Median betrug 84 N (IQR 73 N). Darüber hinaus lagen auch die etwas höheren Abzugskräfte, die bei zusätzlicher Strahlung der Krone zu beobachten waren, nach TWL in einem praktikablen Bereich: Die minimale Abzugskraft lag hier bei 146, die maximale bei 272 N (Median 175/IQR 67,5 N). In beiden Konstellationen fand sich ein adhäsiv-kohäsives Zementversagen an der Krone.

Die Abzugskräfte des Harvard-Zements waren für den untersuchten Anwendungsbereich – naturgemäß – durchgehend deutlich zu hoch, der Implantlink *semi* eignete sich nach dem o. g. Kriterium zwar bei aufgerautem Gerüst und maschinenbearbeiteter Krone (146/47,8, 116-214 N), aber nur ohne, nicht mit TWL. Praxisrelevant sind jedoch in erster Linie die mit TWL ermittelten Werte, und unter dieser Voraussetzung erscheinen die Abzugskräfte des Implantlink *semi* insgesamt etwas niedrig; der höchste Wert wird hier mit einem Maximum von 86 N noch nach Aufrauung nur des Gerüsts erzielt, der Median liegt hier allerdings bei lediglich 24 N, was etwas niedriger als die von QUOOß und KORDAß [89] im Auftrag des Herstellers ermittelten Werte (von ~80 N ohne und 33 N nach Thermocycling) liegt.

Insgesamt zeigt der experimentelle Zement eine sehr gute Vorhersagbarkeit der Adhäsionskräfte zwischen Titangerüst und Keramikkrone, die sich zudem durch Wahl der Oberflächenmodifikation der Komponenten relativ gut steuern lassen. Im Gegensatz dazu liegen die Abzugskräfte beim Harvard-Zement erwartungsgemäß zu hoch, beim Implantlink *semi* dagegen – zumindest nach Simulation der intraoralen Verhältnisse durch TWL – möglicherweise etwas zu niedrig.

Nach den Ergebnissen der Untersuchung spricht unter Berücksichtigung der Abzugskräfte nichts gegen eine praktische Anwendung des experimentellen Zements in der Implantologie.

4.2 Diskussion der Methodik

Die Versuchsanordnung, die in der vorliegenden Arbeit gewählt wurde, entspricht den nationalen und internationalen Standards werkstoffkundlicher Untersuchungen und wurde in zahlreichen anderen Studien in identischer [97] oder doch zumindest sehr ähnlicher Weise angewendet [z. B. 25, 27, 40, 43, 47, 64-66, 75, 89, 91]. Die Zwick-Materialprüfmaschinen stellen dabei nicht nur in Deutschland, sondern auch international einen akzeptierten Standard dar.

Die Fertigung der Komponenten wurde eigens in einer Weise vorgenommen, die möglichst realitätsnah die Anwendung des temporären Befestigungszements in der Implantologie abbilden sollte; auch die Verwendung solcher sogenannter Implantat-Analoga entspricht akzeptierten Standards [61, 75, 80, 81, 89, 97, 101, 107].

Die Fallzahl ist in Studien dieser Art naturgemäß immer ein Kompromiss zwischen mehreren Interessen: Einerseits ist natürlich eine möglichst große Fallzahl immer wünschenswert, andererseits müssen, und dies zeigt die vorliegende Untersuchung in aller Deutlichkeit, alle wichtigen Parameter der Oberflächenbehandlung und des Thermocycling berücksichtigt werden, um zu aussagefähigen Ergebnissen zu kommen. Konkret bedeutet dies am Beispiel der vorliegenden Arbeit, dass 24 Versuchsreihen durchzuführen waren (3 Zemente * 2 Gerüstoberflächen * 2 Kronenoberflächen * 2 Lagerungsbedingungen). Aus Gründen der Praktikabilität war die Testung von mehr als 5 (bzw. 2-mal 6) Exemplaren pro Reihe (insgesamt also 122 Versuche) nicht möglich; diese Beschränkung schwächt die Aussagen der Arbeit aber aus zwei Gründen nicht wesentlich:

- Fallzahlen in dieser oder sogar einer niedrigeren Größenordnung sind durchaus üblich [z. B. 15, 24, 60, 77, 81, 89]; selbst in Studien, die lediglich eine einzelne Konstellation aus Material, Oberfläche und Zement untersuchen, sind Fallzahlen um die 10 (Spannweite 9-25) die Regel [47].
- Die Abzugskräfte variierten unter den einzelnen Bedingungen nur relativ wenig, so dass eine größere Fallzahl kaum weitergehende Aufschlüsse gebracht hätte; die Einzelwerte der weiter oben empfohlenen Kombination aus gestrahltem Gerüst, maschinenbearbeiteter Krone und dem experimentellen Zement nach Thermocycling betragen 93,6, 71,2, 74,1, 144, 155 und 43,6 N, lagen also ausnahmslos in einem absolut akzeptablen Bereich.

4.3 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

In Analogie zu einer Literaturübersicht von HEINTZE [47] zur Befestigung von Kronen auf präparierten Stümpfen natürlicher Zähne lässt sich für die Zementierung von Aufbauten auf Implantaten festhalten, dass *in vitro*-Untersuchungen zum einen sehr unterschiedliche Ergebnisse haben und deren Übertragbarkeit auf die klinische Praxis darüber hinaus wenig belegt ist (vgl. in diesem Zusammenhang auch Tabelle 2, Seite 14ff).

Die einzige Untersuchung, die zum Vergleich der Abzugskräfte des experimentellen Zements vorliegt, ist eine Vorgänger-Dissertation, in der die Befestigung von Metall- und Vollkeramik-Suprakonstruktionen unter ansonsten vergleichbaren Bedingungen geprüft wurde [97]. Die in dieser Studie gezeigte Zunahme der Abzugskräfte des Harvard-Zements durch Thermocycling ließ sich in der vorliegenden Arbeit nicht in gleicher Deutlichkeit nachvollziehen; dies ist darauf zurückzuführen, dass hier die schnellhärtende Variante verwendet wurde, bei der das weitere Abbinden durch die Erwärmung beim Thermocycling wegfällt. Ansonsten fanden sich bei den Vollkeramikronen (hier Empress 2) für den experimentellen Zement zwar Werte in einer ähnlichen Größenordnung, aber mit deutlichen Abweichungen bezüglich der Reaktion auf Thermocycling sowie das Aufrauen des Gerüsts. Dies unterstreicht – angesichts des identischen Versuchsaufbaus besonders deutlich – die Notwendigkeit individueller werkstoffkundlicher Untersuchungen jeder einzelnen Kombination aus Kronen- und Gerüstmaterial sowie Oberflächenbehandlung.

Für den Zement Implantlink *semi* fanden QUOOß und KORDAß [89] sehr ähnliche Abzugskräfte wie sie sich in der vorliegenden Untersuchung fanden, was die Validität der eigenen Resultate auch bezüglich des experimentellen Zements mittelbar unterstreicht.

Wie bereits einleitend gezeigt wurde (siehe Tabelle 2, Seite 14ff), variieren die Abzugskräfte in Abhängigkeit von Zement und verbundenen Oberflächen so stark, dass Vergleiche zwischen publizierten Ergebnissen mit unterschiedlichen Zementen kaum zielführend sind; diese liegen von den drei in der vorliegenden Arbeit untersuchten Zementen zudem nur für den Harvard-Zement vor, der aber nicht im Mittelpunkt des Interesses steht.

Der Reaktion einer adhäsiven Verbindung auf ein Thermocycling liegen drei tendenziell gegensätzlich wirkende Mechanismen zugrunde [89, 97]:

- Durch die Erwärmung geförderte Reaktionsabläufe bei langsam abbindenden Zementen (wie dem Harvard-Zement in der hier nicht verwendeten normalhärtenden Variante), die die Abzugskräfte *erhöhen*;
- Auswaschungen der Adhäsivschicht im Randbereich, die von der Stärke der Zementschicht abhängen und durch Reduktion der Verbundfläche die Abzugskräfte *reduzieren*;
- durch unterschiedliche thermische Expansion der verbundenen Materialien entstehende Spannungen in der Zementschicht, die zu Rissen im Zement führen und damit die Retention ebenfalls *reduzieren*.

Beide in der vorliegenden Untersuchung verwendeten temporären Zemente reagierten insgesamt deutlich auf das Thermocycling, was Angaben in der Literatur bestätigt [54, 76]; der Harvard-Zement reagierte auf die zyklische Temperaturbelastung im Wasserbad weniger ausgeprägt, was ebenfalls Berichten in der Literatur über permanente Zemente entspricht [27, 38]. Auch temporäre Zemente reagieren aber sehr unterschiedlich stark auf thermische Belastungen [38].

Die Lockerung des Zementverbundes durch die Temperaturwechsel zeigte dabei in der vorliegenden Arbeit einen um so ausgeprägteren Effekt, je geringer die verklebten Oberflächen aufgeraut waren; bei der Zementierung glatter Aufbauten auf glatten Gerüsten war die Retention mit je etwa 20-25 N bei beiden temporären Zementen auf identischem Niveau sehr (zu) niedrig.

Die Steigerung der Retentionskräfte durch Aufrauung der Materialien – sowie auch die unterschiedliche Reaktion verschiedener Zemente auf die Oberflächenvergrößerung – entspricht den Angaben in der Literatur, wobei auch hier eine erhebliche Streuung der Messwerte und eine Abhängigkeit von den verwendeten Zementen und Materialien zu konstatieren ist [20, 26, 61, 76, 90, 93, 110].

Über die stark variierenden experimentell ermittelten Abzugskräfte hinaus sind auch die „Sollwerte“, in deren Bereich sich diese bei zementierten Implantat-Suprastrukturen bewegen sollten, nicht in Form von evidenzbasierten Leitlinien definiert; hier lassen sich kaum auch nur näherungsweise Angaben machen, und das Thema ist in der Literatur hoch umstritten [101]. Die Spannweite von Abzugskräften, aus denen jeweils eine Empfehlung abgeleitet wird, ist dabei erheblich: Sie reicht von etwa 20 [89] bis über 500 N [75], eine Spannweite, die sich kaum rationalen Erklärungen erschließt,

da im ersten Fall die hinreichend sichere Retention und im letzten Fall die Entfernung des Aufbaus ohne Gefährdung des Implantats doch zweifelhaft erscheint.

Es scheint aber nach der vorliegenden Literatur gerechtfertigt, hier ein funktionierendes „Fenster“ anzunehmen, das von etwa 75 bis 125, mini- und maximal aber von 50 bis 200 N reicht [vgl. z. B. 15, 19, 22, 24, 54, 97].

Daraus ergeben sich zwei zwingende Schlussfolgerungen:

- Für jede Kombination aus Gerüst- und Suprakonstruktionsmaterial sowie Zement muss durch eigene werkstoffkundliche Untersuchungen geprüft werden, ob und unter welchen Bedingungen Abzugskräfte im erwünschten Bereich erzielt werden. Eine Übertragung eventuell vorhandener Messwerte aus der Kronenzementierung auf natürlichen Zahnstümpfen ist dabei nicht möglich, da die Retention auf Titangerüsten ein deutlich unterschiedliches Verhalten zeigt [71].
- Durch fortlaufendes qualitätsgesichertes Follow-up sollten Lockerungen und Lösungen des adhäsiven Verbundes von Gerüst und Suprakonstruktion erfasst und zu den Parametern der Befestigung in Beziehung gesetzt werden.

Insofern ist die – faktisch aufgrund der Ergebnisse unserer Versuche durchaus gerechtfertigte – Empfehlung des experimentellen Zements mit einer deutlichen Zurückhaltung zu verstehen. Momentan kann das Ziel entsprechender Untersuchungen eher nicht das Aussprechen konkreter Empfehlungen sein; vielmehr sollte versucht werden, den implantologisch tätigen Zahnarzt mit einer möglichst gut validierten Liste von nach der *in vitro*-Abzugskraft hierarchisch geordneten Kombinationen aus Material, Oberflächenbehandlung und Zement zu versorgen, aus der dieser dann die ihm – derzeit überwiegend aufgrund eigener Erfahrungen – am besten geeignete Auswahl treffen kann [5, 45, 73, 101]. Bei der konkreten Wahl sind naturgemäß auch die Dimension und die geometrische Gestaltung (vor allem die Schräge) der zu verklebenden Flächen zu berücksichtigen, da beide Größen die Abzugskräfte beeinflussen können [12, 19].

4.4 Schlussfolgerungen

Auch wenn weder für die Verwendung von Vollkeramik-Suprakonstruktionen noch für deren adhäsive Befestigung derzeit evidenzbasierte Empfehlungen abgegeben werden können, hat sich diese Versorgungsmodalität in der modernen Implantologie doch einen festen Platz verschafft. Es ist daher wünschenswert, sich über die Verbundfestigkeit solcher Konstruktionen ein möglichst zuverlässiges Bild machen zu können.

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass die Abzugskräfte zementierter Suprakonstruktionen aus der Literatur im Grunde nicht vorhergesagt werden können; es scheint daher momentan geboten, für eine geplante Kombination von Gerüst, Suprakonstruktion und Zement durch eigene Abzugsuntersuchungen zu prüfen, ob die Abzugskräfte zuverlässig auch nach Thermocycling im erwünschten Bereich liegen und welche Oberflächenbehandlung dafür am besten geeignet ist.

Die Definition dieses „erwünschten Bereichs“ ist derzeit wenig zufriedenstellend, da in Pullout-Untersuchungen eine große Bandbreite von Abzugskräften publiziert wurde. Da eine diskrete Beschädigung der Knochen-Implantat-Verbundfläche beim Wechsel einer Suprakonstruktion nicht zwangsläufig bemerkt wird (und zwischen den ersten Lockerungszeichen und dem experimentell erzielten „Ausreißen“ ein erheblicher Unterschied in den aufzuwendenden Kräften zu unterstellen ist), scheint es hier ratsam, sich mit Empfehlungen momentan eher in Richtung niedrigerer Kräfte zu orientieren, da die versehentliche Lösung einer Suprakonstruktion durch zu geringe Ad- und Kohäsionskräfte sehr viel eher zu verschmerzen ist als eine Zerstörung des knöchernen Implantatlagers mit drohendem oder inzidentem Implantatverlust.

Ausgehend von dieser Überlegung scheint derzeit ein Richtwert von 100 ± 25 (oder maximal ± 50) N am ehesten angemessen zu sein; dieser wäre aber durch prospektive Untersuchungen zu verifizieren. Stellt sich beispielsweise im Rahmen solcher Untersuchungen heraus, dass auch Suprakonstruktionen, die nur mit einer Abzugskraft von 25 N zementiert wurden, den funktionellen Belastungen in der Mundhöhle auch unter Extrembedingungen wie Bruxen oder starken Zugbelastungen durch klebrige Speisen standhalten, dann müssten die Empfehlungen für die adhäsive Befestigung natürlich revidiert werden. Der klinische Einsatz des Implantlink *semi*-Zementes, der nach der vorliegenden Untersuchung solche niedrigeren Abzugskräfte aufweist, ist in der Literatur (zumindest, soweit sie MEDLINE-gelistet ist) noch nicht dokumentiert, so dass sich diese Frage derzeit nicht zuverlässig beurteilen lässt.

Einen gangbaren Weg für die dringend nötige Verbesserung der diesbezüglichen Wissensbasis stellt unseres Erachtens die systematische Erfassung aller Lockerungen oder Lösungen von adhäsiv befestigten Implantat-Suprakonstruktionen, am besten über ein zentrales Qualitätsregister, dar. Bereits die systematische Erfassung von Lockerungen über einen relativ kurzen Zeitraum (z. B. ein Jahr) und die Zuordnung zu einer einfachen Matrix von Angaben (s. u.) würde es ermöglichen, bestimmte „Risikokonstellationen“ zu detektieren; würde zusätzlich systematisch für jede verwendete Material- und Oberflächenkonstellation vor der klinischen Anwendung eine systematische werkstoffkundliche Untersuchung der Abzugskräfte durchgeführt, wäre die Erarbeitung evidenzbasierter Empfehlungen auf dem niedrigstmöglichen Niveau zügig und sicher möglich.

Für die Befestigung vollkeramischer Suprakonstruktionen auf Titangerüsten bietet der experimentelle Zement, der in der vorliegenden Arbeit untersucht wurde, einen – unter der Voraussetzung eines „erwünschten Fensters“ von 75-125 (oder maximal 150) N – sehr gut geeigneten Bereich der Abzugskräfte, wenn eine glatt gefräste Keramik auf dem aufgerauten Stumpf befestigt wird. Nachteilig ist für Reparaturarbeiten allerdings die Tatsache zu bewerten, dass beim Abziehen sowohl am Gerüst als auch an der Suprakonstruktion Zementreste verbleiben, die entfernt werden müssen. Zudem ist nicht auszuschließen, dass auch mit deutlich niedrigeren Abzugskräften praktisch haltbare Suprakonstruktionen integriert werden können, was unter dem Aspekt der Schonung des Knochen-Implantatverbundes grundsätzlich wünschenswert wäre.

5 Zusammenfassung

Zementierte Suprakonstruktionen von Implantaten haben gegenüber dem bisherigen Goldstandard – der Verschraubung – einige wichtige Vorteile, müssen aber bei Notwendigkeit von Reparatur oder Ersatz abgenommen werden können, ohne gleichzeitig den Titan-Knochen-Verbund zu lockern oder zu lösen; hierfür ist eine zuverlässig vorhersagbare Abzugskraft erforderlich, die nach der – allerdings diesbezüglich nicht sehr einheitlichen – Literatur in einem Bereich von etwa 50 - 200 N liegen sollte.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Abzugskräfte von Vollkeramik-Suprakonstruktionen, die adhäsiv auf implantatanalogen Titangerüsten befestigt worden waren, unter verschiedenen Bedingungen an 5 bzw. 6 Prüfkörpern pro Testreihe untersucht. Zur Anwendung kamen drei Zemente (Harvard schnellhärtend als Vertreter der permanenten Zemente, Implantlink *semi* als im Handel befindlicher temporärer Zement sowie ein patentierter experimenteller Zement zur temporären Befestigung), variiert wurde zudem die Oberflächenbehandlung von Gerüst und Suprakonstruktion (jeweils glatt maschinенbearbeitet oder mit Korund gestrahlt). Die Messungen erfolgten auf einer Zwick-Universalprüfmaschine jeweils ohne bzw. mit Thermocycling ([TWL] 2500 Zyklen mit 5°/55° C im Wechsel).

Die gemessenen Abzugskräfte zeigten eine deutliche Abhängigkeit vom verwendeten Zement und den Untersuchungsbedingungen, und keiner der Zemente eignete sich uneingeschränkt für die Befestigung von Vollkeramikkrone auf Titanstümpfen. Tendenziell waren die Abzugskräfte bei Verwendung des Implantlink *semi* (insbesondere nach TWL) zu niedrig, während bei Verwendung des experimentellen Zements ungünstig hohe Abzugskräfte (> 200 N) zumindest bei einem Teil der Probenkörper zu beobachten waren. Der experimentelle Zement kam dem Idealbereich allerdings bei gestrahltem Gerüst und maschinенbearbeiteter Krone recht nahe: Nach TWL lagen hier die Abzugskräfte durchgehend in einem absolut akzeptablen Bereich von 44-155 N, und der Median betrug 84 N. Die Abzugskräfte des Harvard-Zements waren für den untersuchten Anwendungsbereich naturgemäß durchgehend deutlich zu hoch, der Implantlink *semi* eignete sich nach dem o. g. Kriterium zwar bei aufgerautem Gerüst und maschinенbearbeiteter Krone (Median 146, 116-214 N), aber nur ohne, nicht mit TWL.

Insgesamt zeigte der experimentelle Zement eine sehr gute Vorhersagbarkeit der Adhäsionskräfte zwischen Titangerüst und Keramikkrone, die sich zudem durch Wahl der Oberflächenmodifikation der Komponenten relativ gut steuern lassen.

6 Summary

Cementation has some key advantages over screw fixation of implant abutments, but they must be removable without generating destructive forces at the bone-implant interface. Therefore, the tensile strength of adhesive fixation needs to be predictable and fall within a range of approximately 50 - 200 N according to the – in this regard not very consistent – literature.

The present thesis examines pull-off forces of ceramic crowns cemented onto implant-analogue titanium frameworks under varying circumstances in 5 or 6 specimens per series, respectively. Three cements (Harvard fast bonding [permanent cement], Implantlink *semi* [commercially available temporary cement] and a patented experimental temporary cement) were employed, and pull-off forces were measured with and without thermocycling (2500 cycles at 5°/55° C) and sandblasting of titanium and ceramic surfaces, respectively.

The pull-off forces showed a strong dependency on the cement and experimental circumstances, and none of the cements was universally applicable for ceramic abutment cementation. Basically, the retentive forces of the Implantlink *semi* were somewhat too low, and those of the experimental cement were too high under some conditions. However, when a smooth crown was bonded to a sandblasted framework, the pull-off force stayed within perfectly acceptable limits after thermocycling (44-155 N, median 84 N). The retentive forces generated by the Harvard cement were naturally too high, and those of the Implantlink *semi* were only sufficient before, but not after thermocycling.

Overall, the experimental cement showed favorable retention properties for the cementation of full-ceramic abutments on titanium implants and a good predictability; appropriate choice of surface pretreatment allows for a flexible adaptation of the bonding strengths according to the clinician's individual requirements.

7 Literaturverzeichnis

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:506-15.
2. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:441-51.
3. Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W, Jr. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent* 2002;4:309-15.
4. Akça K, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:536-42.
5. Alfaro MA, Papazoglou E, McGlumphy EA, Holloway JA. Short-term retention properties of cements for retrievable implant-supported prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2004;12:33-7.
6. Andersson B. Implants for single-tooth replacement. A clinical and experimental study on the Branemark CeraOne System. *Swed Dent J Suppl* 1995;108:1-41.
7. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:640-6.
8. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 1999;12:318-24.

9. Andersson B, Taylor A, Lang BR, et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14:432-8.
10. Assenza B, Artese L, Scarano A, et al. Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J Oral Implantol* 2006;32:1-7.
11. Bartee BK. Esthetic considerations in implant dentistry. *Tex Dent J* 2005;122:318-31.
12. Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-5.
13. Brånemark R, Ohrenell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental *in vivo* study in the rat. *Biomaterials* 1997;18:969-78.
14. Brånemark R, Ohrenell LO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental *in vivo* investigation in the beagle dog. *J Orthop Res* 1998;16:61-9.
15. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-41.
16. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:10-23; discussion 4.
17. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19 Suppl:43-61.
18. Coskun H. Mechanismen der Osseointegration von dentalen Implantaten. Masterthesis, Department für Interdisziplinäre Zahnmedizin und Technologie, Donau-Universität, Krems, 2009.

19. Covey DA, Kent DK, St. Germain HA, Jr., Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:344-8.
20. de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, et al. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:409-13.
21. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77:73-80.
22. Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:108-13.
23. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 1992;68:885-90.
24. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J* 2008;53:332-9.
25. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 2002;88:491-7.
26. Erli HJ, Marx R, Paar O, Niethard FU, Weber M, Wirtz DC. Surface pretreatments for medical application of adhesion. *Biomed Eng Online* 2003;2:15.
27. Ernst CP, Aksoy E, Stender E, Willershausen B. Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns. *Am J Dent* 2009;22:122-8.

28. Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2009:CD003878.
29. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement. *Cochrane Database Syst Rev* 2009:CD006698.
30. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. One-stage versus two-stage implant placement. A Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. *Eur J Oral Implantol* 2009;2:91-9.
31. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:557-68.
32. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants - a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2009;2:167-84.
33. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in fresh extraction sockets (immediate, immediate-delayed and delayed implants). *Cochrane Database Syst Rev* 2010:CD005968.
34. Esposito M, Grusovin MG, Rees J, et al. Effectiveness of sinus lift procedures for dental implant rehabilitation: a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2010;3:7-26.
35. Esposito M, Grusovin MG, Rees J, et al. Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus. *Cochrane Database Syst Rev* 2010:CD008397.

36. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:893-904.
37. Esposito M, Murray-Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2007:CD003815.
38. GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71:124-32.
39. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37:19-26.
40. Gernhardt CR, Schaller HG, Kielbassa AM. The influence of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different light-curing materials. *Am J Dent* 2005;18:318-22.
41. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-90.
42. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003;16:109-16.
43. Guzman-Armstrong S, Armstrong SR, Qian F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper Dent* 2003;28:60-6.
44. Habenicht G. Kleben: Grundlagen, Technologie, Anwendungen. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1990:130-6, 212-40, 91-94.

45. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
46. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:466-73.
47. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater* 2010;26:193-206.
48. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:482-90.
49. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
50. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:575-80.
51. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J* 2006;201:77-89.
52. Juntavee N, Millstein PL. Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *J Prosthet Dent* 1992;68:482-6.
53. Juodzbaly G, Wang HL. Soft and hard tissue assessment of immediate implant placement: a case series. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:237-43.
54. Kaar D, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT, Platt JA. The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cement-retained implant system. *J Prosthodont* 2006;15:289-94.

55. Kamalakis S, Paniz G, Kang KH, Hirayama H. Nonsurgical management of soft tissue deficiencies for anterior single implant-supported restorations: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2007;97:1-5.
56. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent* 2005;93:324-30.
57. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent* 2005;14:157-65.
58. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:369-78.
59. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont* 1997;6:193-6.
60. Kerby RE, McGlumphy EA, Holloway JA. Some physical properties of implant abutment luting cements. *Int J Prosthodont* 1992;5:321-5.
61. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95:450-5.
62. Koeck B, Wagner W. Einleitung. In: Koeck B, Wagner W. (Hrsg.), *Implantologie*. 2. Aufl., München: Urban und Fischer, 2004:2-7.
63. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:565-71.
64. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1049-53.

65. Korkmaz Y, Attar N. Dentin bond strength of composites with self-etching adhesives using LED curing lights. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:34-42.
66. Korkmaz Y, Baseren M. Effect of antibacterial varnishes applied to root dentin on shear bond strength of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent* 2008;33:65-71.
67. Kraut RA, Dootson J, McCullen A. Biomechanical analysis of osseointegration of IMZ implants in goat mandibles and maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:187-94.
68. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent* 2010;19:8-15.
69. Lindström H, Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:34-42.
70. Longoni S, Sartori M, Maroni I, Baldoni M. Intraoral luting: modified prosthetic design to achieve passivity, precision of fit, and esthetics for a cement-retained, implant-supported metal-resin-fixed complete denture. *J Prosthodont* 2010;19:166-70.
71. Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, et al. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:229-34.
72. Magne P, Dietschi D, Holz J. Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996;16:104-19.
73. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:343-8.
74. McGlumphy EA, Papazoglou E, Riley RL. The combination implant crown: a cement- and screw-retained restoration. *Compendium* 1992;13:34, 6, 8 passim.
75. Meyer R. Verklebung: Individuelle Aufbauten auf Titanbasen - Update. *Zahntech Mag* 2010;14:94-9.

76. Michalakis K, Pissiotis AL, Kang K, Hirayama H, Garefis PD, Petridis H. The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:569-74.
77. Montenegro AC, Machado AN, Depes Gouvea CV. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dent* 2008;17:451-60.
78. Müller WD, Berger G, Nagel E, Lange K-P. Verfahren zur Herstellung eines temporären Adhäsivs für Metall-Metall- und Metall-Keramik-Bindungen und Adhäsiv-Kit. In: Deutsches Patent- und Markenamt ed; 2003
79. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *J R Soc Interface* 2010;7 Suppl 5:S515-27.
80. Pan YH, Lin CK. The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. *Chang Gung Med J* 2005;28:403-10.
81. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehabil* 2007;34:206-12.
82. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:569-74.
83. 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;72:1146-50.
84. Pradeep AR, Karthikeyan BV. Peri-implant papilla reconstruction: realities and limitations. *J Periodontol* 2006;77:534-44.
85. Proussaefs P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement. *J Prosthodont* 2004;13:36-41.

86. Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect* 2009;72:104-10.
87. 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;5:239-44.
88. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:158-61.
89. Quooß A, Kordaß B. Werkstoffkundliche Untersuchungen an temporären Implantatzementen im Vergleich. Greifswald: Ernst-Moritz-Arndt-Universität, 2009
90. Rappelli G, Corso M, Coccia E, Camaioni E, Di Felice R, Procaccini M. In vitro retentive strength of metal superstructures cemented to solid abutments. *Minerva Stomatol* 2008;57:95-101.
91. Rosin M, Splieth C, Wilkens M, Meyer G. Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. *J Dent* 2000;28:577-82.
92. Saadoun AP, LeGall M, Touati B. Selection and ideal tridimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:1063-72; quiz 74.
93. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent* 2007;16:387-96.
94. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
95. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:4-31.

96. 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;31:269-75.
97. Scheuner B. Untersuchung der Abzugsfestigkeit eines experimentellen Zementes zur Befestigung von Implantatsuprakonstruktionen im Vergleich zu zwei bereits genutzten Zementen (eine In-Vitro-Studie). Berlin: Med. Diss., 2002
98. Schioli G. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. *J Oral Implantol* 2004;30:358-63.
99. Seifert T. Primärstabilität dentaler Implantate - Einfluss von Art und Durchmesser der Implantate sowie Art der für die Untersuchung benutzter Knochenmaterialien. Berlin: Med. Diss., 2010
100. Shadid R, Sadaqa N. A comparison Between Screw Vs. Cement Retained Implant Prostheses: A literature Review. *J Oral Implantol* 2010; doi: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00146>
101. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont* 2008;17:92-6.
102. Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:645-9.
103. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
104. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91:532-7.
105. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:260-5.

106. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:100-7.
107. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-78.
108. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:172-84.
109. Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672-9.
110. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:519-25.
111. Zhao L, Xu Z, Yang Z, Wei X, Tang T, Zhao Z. Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: a microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:196-202.
112. Zheng L, Tang T, Deng F, Zhao Z. The influence of extraction on the stability of implanted titanium microscrews: a biomechanical and histomorphometric study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:267-74.
113. Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:59-66.

8 Anhang

8.1 Verzeichnis der Tabellen und Abbildungen

| | | |
|---------------|---|----|
| TABELLE 1: | GEGENÜBERSTELLUNG VON VOR- UND NACHTEILEN DER VERSCHIEDENEN VERBINDUNGSTECHNIKEN..... | 12 |
| TABELLE 2: | ABZUGSKRÄFTE ZEMENTIERTER IMPLANTAT-SUPRAKONSTRUKTIONEN IN AUSGEWÄHLTEN STUDIEN (EIGENE LITERATURÜBERSICHT)..... | 14 |
| TABELLE 3: | MITTLERE ABZUGSKRAFT IN ABHÄNGIGKEIT VOM TYP DES ZEMENTVERSAGENS | 63 |
| TABELLE 4: | TYP DES ZEMENTVERSAGENS IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT | 63 |
| TABELLE 5: | FÜR DIE ABZUGSFESTIGKEIT RELEVANTE EIGENSCHAFTEN DER UNTERSUCHTEN ZEMENTE | 66 |
| TABELLE 6: | REFERENZMATRIX FÜR ZUKÜNFTIGE UNTERSUCHUNGEN | 67 |
| ABBILDUNG 1: | ADHÄSIONS- UND KOHÄSIONSKRÄFTE IN EINER KLEBUNG..... | 9 |
| ABBILDUNG 2: | VERSUCHSABLAUF..... | 20 |
| ABBILDUNG 3: | MASCHINENBEARBEITETER (LINKS) UND PARTIKELGESTRAHLTER (RECHTS) IMPLANTAT-PRÜFKÖRPER, KORONALES ENDE..... | 22 |
| ABBILDUNG 4: | GEFRÄSTER KRONENAUFBAU..... | 23 |
| ABBILDUNG 5: | MATERIAL-PRÜFMASCHINE UND VERANKERUNG DER PRÜFKÖRPER..... | 27 |
| ABBILDUNG 6: | AUSGABE DER TESTXPRT-SOFTWARE (BEISPIEL: EXPERIMENTELLER ZEMENT, KRONE UND GERÜST GESTRAHLT, OHNE TWL)..... | 28 |
| ABBILDUNG 7: | INFORMATIONSGEHALT DES BOXPLOTS | 31 |
| ABBILDUNG 8: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM HARVARD-ZEMENT, ALLE PROBEN (N=40) | 33 |
| ABBILDUNG 9: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM HARVARD-ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE TWL ($P>0,05$) | 34 |
| ABBILDUNG 10: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM HARVARD-ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE GERÜSTAUFRAUUNG ($P<0,0001$) | 35 |
| ABBILDUNG 11: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM HARVARD-ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE KRONENAUFRAUUNG ($P>0,05$)..... | 36 |
| ABBILDUNG 12: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM IMPLANTLINK <i>SEMI</i> -ZEMENT, ALLE PROBEN (N=40)..... | 37 |
| ABBILDUNG 13: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM IMPLANTLINK <i>SEMI</i> -ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE TWL ($P<0,0001$) | 38 |
| ABBILDUNG 14: | ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM IMPLANTLINK <i>SEMI</i> -ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE GERÜSTAUFRAUUNG ($P>0,05$)..... | 39 |

| | |
|--|----|
| ABBILDUNG 15: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM IMPLANTLINK <i>SEMI</i> -ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE KRONENAUFRAUUNG ($P > 0,05$)..... | 40 |
| ABBILDUNG 16: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM EXPERIMENTELLEN ZEMENT, ALLE PROBEN (N=42)..... | 41 |
| ABBILDUNG 17: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM EXPERIMENTELLEN ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE TWL ($P < 0,0001$) | 42 |
| ABBILDUNG 18: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM EXPERIMENTELLEN ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE GERÜSTAUFRAUUNG ($P < 0,05$) | 43 |
| ABBILDUNG 19: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE MIT DEM EXPERIMENTELLEN ZEMENT, LINKS MIT BZW. RECHTS OHNE KRONENAUFRAUUNG ($P > 0,05$) | 44 |
| ABBILDUNG 20: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, ALLE PROBEN (N=122). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 45 |
| ABBILDUNG 21: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT MASCHINENBEARBEITETEM GERÜST UND KRONE, OHNE TWL (N=16). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 47 |
| ABBILDUNG 22: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT MASCHINENBEARBEITETEM GERÜST UND KRONE, MIT TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 49 |
| ABBILDUNG 23: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT AUFGERAUTEM GERÜST, MASCHINENBEARBEITETER KRONE, OHNE TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 51 |
| ABBILDUNG 24: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT AUFGERAUTEM GERÜST, MASCHINENBEARBEITETER KRONE, MIT TWL (N=16). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 53 |
| ABBILDUNG 25: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT MASCHINENBEARBEITETEM GERÜST, AUFGERAUTER KRONE, OHNE TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 55 |
| ABBILDUNG 26: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT MASCHINENBEARBEITETEM GERÜST, AUFGERAUTER KRONE, MIT TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 57 |
| ABBILDUNG 27: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT AUFGERAUTEM GERÜST UND AUFGERAUTER KRONE, OHNE TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 59 |
| ABBILDUNG 28: ERGEBNIS DER ABZUGSVERSUCHE IN ABHÄNGIGKEIT VOM ZEMENT, PROBEN MIT AUFGERAUTEM GERÜST UND AUFGERAUTER KRONE, MIT TWL (N=15). ZUR LEGENDE: *** $P < 0,0001$; ** $P < 0,01$; * $P < 0,05$; N.S.=NICHT SIGNIFIKANT | 61 |
| ABBILDUNG 29: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER KLEBEFUGE BEI GLATTEN BZW. AUFGERAUTEN OBERFLÄCHEN. ROTE DOPPELPFEILE: KRAFTVEKTOREN DER POLYMERISATIONSSCHRUMPUNG, UNTEN STRUKTURFORMEL DES EXPERIMENTELLEN ZEMENTS..... | 65 |

8.2 Tabellarische Darstellung der Abzugskräfte unter den unterschiedlichen Versuchsbedingungen

| F (Kraft [N]) | | | | | | | | | | |
|-------------------------|------|-------------------|------------------|------------|-----------|--------|---------|---------|--------|------------------|
| Zement | TWL | Gerüst gestrahlt? | Krone gestrahlt? | Mittelwert | Std.-Abw. | Anzahl | Minimum | Maximum | Median | Zement-versagen* |
| Alle Proben | alle | alle | alle | 283,793 | 277,879 | 122 | 9,65 | 1026 | 180,5 | 5 |
| Harvard | ja | ja | ja | 770 | 37,908 | 5 | 719 | 817 | 769 | 3 |
| Harvard | ja | ja | nein | 761,4 | 158,979 | 5 | 580 | 937 | 817 | 1 |
| Harvard | ja | nein | ja | 271,8 | 131,014 | 5 | 183 | 486 | 195 | 6 |
| Harvard | ja | nein | nein | 511,4 | 41,579 | 5 | 470 | 578 | 510 | 5 |
| Harvard | nein | ja | ja | 798,2 | 204,086 | 5 | 569 | 1026 | 706 | 3 |
| Harvard | nein | ja | nein | 763,4 | 151,421 | 5 | 549 | 950 | 731 | 1 |
| Harvard | nein | nein | ja | 419,4 | 163,906 | 5 | 205 | 624 | 469 | 6 |
| Harvard | nein | nein | nein | 618,4 | 161,458 | 5 | 333 | 729 | 670 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | ja | ja | ja | 54,18 | 21,42 | 5 | 18,4 | 71,7 | 56,1 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | ja | ja | nein | 37,004 | 29,533 | 5 | 11 | 86,1 | 24,02 | 1 |
| Implantlink <i>semi</i> | ja | nein | ja | 23,322 | 9,753 | 5 | 9,91 | 36,3 | 25,1 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | ja | nein | nein | 20,57 | 7,444 | 5 | 9,65 | 26,7 | 25 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | nein | ja | ja | 35,86 | 17,289 | 5 | 13,9 | 62,1 | 34,2 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | nein | ja | nein | 151,4 | 38,468 | 5 | 116 | 214 | 146 | 1 |
| Implantlink <i>semi</i> | nein | nein | ja | 191,26 | 92,422 | 5 | 69,3 | 315 | 175 | 5 |
| Implantlink <i>semi</i> | nein | nein | nein | 101,86 | 18,065 | 5 | 78,8 | 129 | 99 | 4 |
| Experimenteller Zement | ja | ja | ja | 196,6 | 49,672 | 5 | 146 | 272 | 175 | 4 |
| Experimenteller | ja | ja | nein | 96,917 | 43,877 | 6 | 43,6 | 155 | 83,85 | 2 |

| F (Kraft [N]) | | | | | | | | | | |
|------------------------|------|-------------------|------------------|------------|-----------|--------|---------|---------|--------|------------------|
| Zement | TWL | Gerüst gestrahlt? | Krone gestrahlt? | Mittelwert | Std.-Abw. | Anzahl | Minimum | Maximum | Median | Zement-versagen* |
| Zement | | | | | | | | | | |
| Experimenteller Zement | ja | nein | ja | 25,14 | 13,518 | 5 | 15,3 | 48,7 | 21,8 | 2 |
| Experimenteller Zement | ja | nein | nein | 23,26 | 8,513 | 5 | 12,1 | 33,4 | 25,6 | 3 |
| Experimenteller Zement | nein | ja | ja | 331,4 | 35,662 | 5 | 296 | 388 | 318 | 4 |
| Experimenteller Zement | nein | ja | nein | 206,2 | 71,814 | 5 | 121 | 277 | 231 | 2 |
| Experimenteller Zement | nein | nein | ja | 189,2 | 38,803 | 5 | 149 | 254 | 182 | 2 |
| Experimenteller Zement | nein | nein | nein | 255,833 | 51,643 | 6 | 168 | 308 | 258 | 5 |

* 1=adhäsiv Aufbau, 2=adhäsiv/kohäsiv Aufbau, 3=überwiegend kohäsiv, 4=adhäsiv/kohäsiv Krone, 5=adhäsiv Krone

9 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Wolf-Dieter Müller für die Anregung zu dieser Arbeit und die außerordentlich hilfreiche Betreuung, die er mir bei deren Abfassung angedeihen ließ. Ferner danke ich allen Beteiligten aus seinem Team, die mich bei der Durchführung der Versuche tatkräftig unterstützt haben.

Besonderer Dank gilt meiner Familie und besonders meiner Frau Arzu Coskun, die mir dieses lange Studium und diese Doktorarbeit ermöglicht hat und meiner Freundin Karin Schlicht und ihrem Rotstift für das geduldige und engagierte Korrekturlesen.

10 Lebenslauf

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

11 Erklärung

Ich, Hasan Coskun, erkläre, dass die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Untersuchung der Abzugsfestigkeit eines experimentellen Zementes zur Befestigung von Vollkeramik-Implantatsuprakonstruktionen im Vergleich mit zwei bereits genutzten Zementen – Eine *in vitro*-Studie –“ von mir selbst und ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

Datum

Unterschrift