

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

betreut am  
Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Direktor: Prof. Dr. Jan-Frederic GÜth

**Der Einfluss der Gewindegangzahl und des Drehmoments auf die  
Vorspannkraft der Implantat-Abutment-Verbindung bei Zirkoniumdioxid-  
Implantaten und -Abutments**

Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Johann Wolfgang Goethe-Universität  
Frankfurt am Main

vorgelegt von  
Geraldine Brigitte Wengner (geb. Wegner)

aus Gießen

Frankfurt am Main, 2021

Dekan: Prof. Dr. Stefan Zeuzem  
Referent: Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer  
Korreferent: Prof. Dr. Dr. Robert Sader

Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2021

Für meine Familie.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>4</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>7</b>
<b>2 Literaturübersicht .....</b>	<b>9</b>
2.1 Einteilung dentaler Implantate .....	9
2.2 Gestaltung zweiteiliger Implantate .....	9
2.2.1 Enossaler Anteil .....	9
2.2.2 Aufbauteil .....	10
2.2.3 Verbindungsschraube .....	10
2.3 Materialien dentaler Implantate .....	11
2.3.1 Titan .....	11
2.3.2 Implantat-Abutment-Verbindungen bei Titanimplantaten .....	11
2.3.3 Zirkoniumdioxid .....	13
2.3.4 Implantat-Abutment-Verbindungen bei Zirkoniumdioxidimplantaten .....	14
2.4 Schraubenverbindungen .....	17
2.4.1 Verbindungselemente .....	17
2.4.2 Gewindedesign .....	17
2.4.3 Schraubenvorspannung .....	20
2.4.4 Schraubenherstellung .....	23
2.4.5 Versagensmodi von Schraubenverbindungen .....	26
2.5 Messverfahren von Schraubenverbindungen .....	29
2.6 Problemstellung .....	34
<b>3 Material und Methode .....</b>	<b>36</b>
3.1 Prüfkörper .....	37

3.1.1 Gewindehülse .....	39
3.1.2 Abutmentschraube.....	39
3.1.3 Schraubenkopfauflage.....	42
3.2 Produktion .....	43
3.3 Reinigung der Schrauben.....	45
3.4 Toleranzen und Fertigungskontrolle der Schrauben und der Gewindehülsen.....	45
3.5 Messaufbau .....	46
3.5.1 Der Sensor .....	53
3.5.2 Drehmomentschlüssel.....	54
3.5.3 Kalibrierung der Drehmomentschlüssel .....	56
3.6 Versuchsablauf.....	59
<b>4 Ergebnisse .....</b>	<b>67</b>
4.1 Vorspannkraft (Preload).....	67
4.1.1 Schraubenkopfwinkel 30°, Gewindegangzahl: 4 .....	71
4.1.2 Schraubenkopfwinkel 60°, Gewindegangzahl: 4 .....	72
4.1.3 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 2 .....	73
4.1.4 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 4 .....	74
4.1.5 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 6 .....	75
4.2 Vergleichsergebnisse Vorspannkraft (Preload) .....	76
4.2.1 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahlen: 2, 4 und 6.....	76
4.2.1.1 Anzugsdrehmoment 15 Ncm.....	76
4.2.1.2 Anzugsdrehmoment 20 Ncm.....	78
4.2.1.3 Anzugsdrehmoment 25 Ncm.....	79
4.2.1.4 Anzugsdrehmoment 30 Ncm.....	80

4.2.2 Gewindegangzahl 4, Schraubenkopfwinkel 30°, 60° und 90° .....	81
4.2.2.1 Anzugsdrehmoment 15 Ncm.....	81
4.2.2.2 Anzugsdrehmoment 20 Ncm.....	82
4.2.2.3 Anzugsdrehmoment 25 Ncm.....	83
4.2.2.4 Anzugsdrehmoment 30 Ncm.....	84
<b>5 Diskussion .....</b>	<b>86</b>
5.1 Methodenkritik .....	86
5.1.1 Produktion der Prüfkörper .....	86
5.1.2 Anzugsdrehmomente.....	87
5.1.3 Drehmomentschlüssel.....	87
5.1.4 Messaufbau .....	88
5.2 Ergebnisse .....	89
<b>6 Klinische Relevanz .....</b>	<b>94</b>
<b>7 Zusammenfassung .....</b>	<b>95</b>
<b>8 Summary .....</b>	<b>97</b>
<b>9 Literaturverzeichnis.....</b>	<b>99</b>
<b>10 Anhang.....</b>	<b>111</b>
10.1 Ergebnisse.....	111
10.2 Vergleichsergebnisse der Arbeitsgruppe Zipprich, Ratka, Reuter	116
<b>11 Danksagung .....</b>	<b>121</b>
<b>12 Schriftliche Erklärung .....</b>	<b>122</b>

# 1 Einleitung

Die orale Implantologie ist zu einem wichtigen Bestandteil der modernen Zahnheilkunde geworden.<sup>1</sup> Den Grundstein für diese Entwicklung legten Prof. P.I. Brånemark an der Universität Göteborg und Prof. A. Schroeder an der Universität Bern, als sie in den späten 1960er Jahren unabhängig voneinander zeigen konnten, dass im Kieferknochen eingebrachte Titanimplantate einen direkten Knochen-Implantat-Kontakt eingehen. Dieses Phänomen bezeichneten sie als Osseointegration.<sup>2-4</sup>

In der Anfangsphase kamen enossale Implantate klinisch vorwiegend bei zahnlosen Patienten zum Einsatz.<sup>5,6,7</sup> Später dehnte sich die Anwendung auch auf Patienten mit Teilbezahnung und Schalllücken aus.<sup>1</sup>

Titan wurde durch seine hervorragende Biokompatibilität zum Mittel der Wahl für enossale Implantate.<sup>8</sup> 1968 stellte Prof. Sandhaus aber auch ein Implantat aus polykristallinem Aluminiumoxid vor.<sup>9</sup> Aluminiumoxid konnte sich als Implantatmaterial aufgrund seiner hohen Frakturneigung jedoch nicht durchsetzen.<sup>1</sup> Erst mit der Verwendung von Zirkoniumdioxid stand ein geeignetes Material für keramische Implantate zur Verfügung: Es verfügt über eine hohe Risszähigkeit und Biegefestigkeit, die ihm eine höhere Festigkeit verleihen als Aluminiumoxid.<sup>9</sup> Der Wunsch einiger Patienten nach einer metallfreien Versorgung sowie höchste Ansprüche an die Weichgewebsästhetik können mit Implantaten aus Zirkoniumdioxid umgesetzt werden.<sup>10</sup>

Die Erfolgsrate von Implantat getragenen prothetischen Versorgungen ist heutzutage mit denen von Kronen und Brückenkonstruktionen auf natürlichen Zähnen vergleichbar (95% über 5 Jahren).<sup>11</sup> Zu den häufigsten technischen Komplikationen bei Implantatversorgungen gehören Schraubenlockerungen und Schraubenfrakturen.<sup>12,13</sup>

Die Lockerung oder Fraktur von Abutmentschrauben zählt sowohl für den Zahnarzt als auch für den Patienten zu den unangenehmen Komplikationen. Vor allem bei zementierten Kronen ist das erneute Anziehen der Abutmentschraube oft nicht ohne Aufwand möglich. Bei einem Bruch der Abutmentschraube müssen die Fragmente aus dem Implantatinneren entfernt

werden. Sollte dabei das Innengewinde im Implantat beschädigt werden, könnte das ganze Implantat unbrauchbar und somit explantiert werden.<sup>14</sup>

In zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen werden Schraubenlockerungen untersucht, zum Beispiel nach Dauerlasten, bei beschichteten Schrauben oder unterschiedlichem Design der Suprakonstruktion.<sup>15-22</sup>

Die Verbindung zwischen Implantat und Abutment bei Zirkoniumdioxidimplantaten erfolgt in den meisten Fällen über eine Verklebung. Obwohl mittlerweile auch verschraubte Systeme erhältlich sind, existieren keine wissenschaftlichen Untersuchungen über deren Praxistauglichkeit.<sup>23</sup> In einer Publikation von Zipprich et al. wurde der Einfluss verschiedener Schraubengeometrien auf die erzielte Vorspannkraft untersucht.<sup>14</sup> Untersuchungen dieser Art fehlen jedoch bislang für Implantate und Abutments aus Zirkoniumdioxid.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich daher mit der Schraubenvorspannung von simulierten Zirkoniumdioxidimplantaten und -abutments, welche mit einer Titanschraube fixiert werden.



## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Einteilung dentaler Implantate**

Eine grobe Einteilung dentaler Implantate findet sich in der Arbeit von Wagner und Koeck.<sup>24</sup> Unter Anderem unterscheiden die Autoren einteilige und zweiteilige Implantate. Zweiteilige Implantate bestehen aus einem Implantatkörper, der in ein knöchernes Implantatbett eingebracht wird und einem Aufbauteil (Abutment), auf dem Zahnersatz verankert werden kann. Die Verbindung beider Teile erfolgt über eine Implantat–Abutment–Verbindung (IAV). Das Abutment wird in der Regel mittels einer Abutmentschraube am Implantatkörper fixiert. Es kann aber auch verklebt werden.<sup>25</sup>

Implantate können auch nach ihrem Einheilungsmodus unterschieden werden<sup>24</sup>: So perforieren offen (transgingival) einheilende Implantate postoperativ die sie umgebende Gingiva, während geschlossen einheilende Implantate unter der Schleimhautdecke bis zur erneuten Freilegung ruhen. Im Gegensatz zur geschlossenen Einheilung können mit einer transgingivalen Einheilung auch einteilige Implantatsysteme verwendet werden.<sup>24</sup>

Als Implantatmaterial kommt Titan aufgrund seiner hervorragenden Biokompatibilität und idealen mechanischen Eigenschaften zur Anwendung. Weiterhin existieren Implantate aus Zirkoniumdioxid, da sie eine dem Titan ähnliche Biokompatibilität aufweisen. Zusätzlich wird hier eine bessere Weichgewebsanlagerung vermutet.<sup>26,27</sup>

### **2.2 Gestaltung zweiteiliger Implantate**

#### **2.2.1 Enossaler Anteil**

Der enossale Anker des zweiteiligen Implantats wird operativ in ein vorher präpariertes Knochenlager in der Maxilla oder Mandibula eingebracht. Dort heilt er von Schleimhaut bedeckt oder transgingival ein und wird knöchern stabilisiert.<sup>28</sup> Diese stabile Verankerung erlaubt dem Implantat, physiologischen Kaukräften standzuhalten.<sup>29,30</sup>

### **2.2.2 Aufbauteil**

Als Verbindungselement zwischen Implantatkörper und prothetischer Suprakonstruktion können präfabrizierte Abutments verwendet werden. Es besteht auch die Möglichkeit, diese individuell herzustellen. So werden im CAD/CAM – Verfahren (computer aided design und computer aided manufacturing) Zirkoniumdioxidabutments vollindividualisiert angefertigt, um zum Beispiel hohen ästhetischen Anforderungen im Frontzahnbereich zu genügen.<sup>31</sup> Abutments sind dauerhaft mit ihrem enossalen Anker verbunden. Diese Verbindung wird durch eine Verklebung oder eine Verbindungsschraube gewährleistet.<sup>32</sup>

Die Einsatzmöglichkeiten von Abutments sind vielseitig. In Schatlücken simulieren sie einen präparierten Kronenstumpf als Verankerungselement für eine Einzelzahnrekonstruktion. In Freundsituationen können zwei Abutments Pfeiler einer Brückenkonstruktion sein. Daneben werden Abutments aber auch in Teleskopform, als Kugelkopfanke oder als Aufbauelemente von Stegen zur Fixierung von hybridprothetischem Zahnersatz verwendet.<sup>33-35</sup>

### **2.2.3 Verbindungsschraube**

Die Verbindungsschraube gewährleistet die lösbare Verbindung von Abutment und Implantat. Durch das Eindrehen des Schraubengewindes in das Innengewinde im Implantat wird eine Verbindungskraft erzeugt, die sich Vorspannkraft nennt. Es handelt sich dabei um eine Klemmkraft, die eine elastische Verspannung bewirkt und damit eine Kraftspeicherung. Durch die Gewindereibung, die beim Anziehen der Verbindung überwunden werden muss, wird das selbsttätige Lösen der Verschraubung im Sinne einer Selbsthemmung verhindert.<sup>36</sup>

## **2.3 Materialien dentaler Implantate**

### **2.3.1 Titan**

Titan ist aktuell das bevorzugte Material für dentale Implantate.<sup>8</sup> Hierbei kommt Reintitan zum Einsatz,<sup>37</sup> da seine Osseointegration im Vergleich zu Legierungen besser ist.<sup>38,39</sup> Die hohe Biokompatibilität von Titan beruht auf der Passivierung seiner Oberfläche durch eine stabile Oxidschicht, wodurch es sehr korrosionsbeständig ist.<sup>40</sup> Während die Makrostruktur von Titanimplantaten zur Oberflächenvergrößerung ein Schraubendesign darstellt, weist die Implantatoberfläche selbst geringe (0,5-1 µm), mittlere (1-2 µm) oder große Rauigkeiten (> 2 µm) auf. Diese werden durch subtraktive Maßnahmen (Säureätzen, Sandstrahlen, Laser) erzielt.<sup>41</sup> Die Oberflächenstruktur und die Oxidschicht begünstigen die Anlagerung von Knochen an die Titanoberfläche.<sup>42</sup> Eine raue Oberflächentopografie ist förderlich für die Osseointegration.<sup>43</sup>

### **2.3.2 Implantat-Abutment-Verbindungen bei Titanimplantaten**

Die in Kapitel 2.1 eingeführte Implantat-Abutment-Verbindung kann auf unterschiedliche Weise konstruiert sein. Generell wird zwischen internen und externen Verbindungen<sup>44,45</sup> unterschieden, wobei die internen Verbindungen vertikal und die Externen horizontal ausgerichtet sind. Interne Verbindungen sind als Innenkonus konstruiert, externe Verbindungen als Stoß- oder Flach-zu-flach-Verbindungen.<sup>44</sup>

Abbildung 1 zeigt die beiden genannten Verbindungstypen.

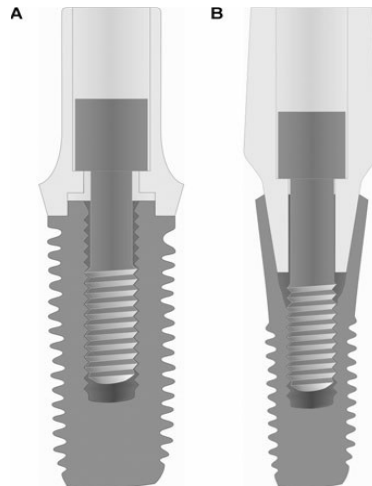


Abb. 1: Vereinfachte Unterteilung der IAV in Stoß-Verbindung (A) und Konusverbindung (B)<sup>45</sup>

Wichtige Anforderungen an eine Implantat-Abutment-Verbindung sind Festigkeit gegen Rotationskräfte und exzentrische Biegebelastungen, eine unkomplizierte und fehlerfreie Abutment-Montage, geringe Materialermüdung und ein hoher Widerstand gegen Lockerung und Fraktur.<sup>46,47</sup>

Das Prinzip der Selbsthemmung ist Grundlage des festen Halts der Konus-Verbindungen.<sup>48,49</sup> Durch das Aufeinanderpressen der Verbindungselemente entsteht Haftreibung, die das Verdrehen oder Verrutschen der Implantatbauteile verhindert<sup>50</sup>: Durch seine sich verjüngende Geometrie übt der Konus nach Anziehen der Verbindungsschraube und der dadurch entstehenden Selbstzentrierung eine radiäre Kraft auf die ihm anliegenden Flächen des Implantats aus. Die korrespondierenden Flächen zwischen Implantatinnenseite (Innenkonus) und Abutment-Außenseite (Außenkonus) werden aufeinandergepresst. Die Implantatwand expandiert zentrifugal elastisch im Submikrometerbereich und klemmt durch ihr Rückstellvermögen das Aufbauteil ein. Dadurch wird die Haftreibung erzeugt, welche die genannte Selbsthemmung bewirkt. Die Halteschraube sichert das Abutment gegen vertikal abziehende Kräfte.<sup>47</sup>

Bei Stoßverbindungen werden die Plattform des Implantats und der plane Boden des Abutments durch eine Verbindungsschraube miteinander fixiert und

aufeinandergedrückt. Durch die zentrale Überlappung von Implantat und Abutment kann ein interner und ein externer Fügertyp konstruiert werden. Die Komponenten werden teleskopartig ineinandergeschoben, weshalb eine geringe Spielpassung (Spalt  $< 50 \mu\text{m}$ ) zwischen dem Boden des Abutments und der Plattform des Implantats notwendig ist, damit sich die Bauteile bei der Montage nicht verkeilen. Eine Selbsthemmung besteht hier nicht.<sup>47</sup>

Die externe Implantat-Abutment-Verbindung ist aufgrund ihrer langen Existenz auf dem Markt gut untersucht. Vor allem ist bekannt, dass die Abutment-Schraube in diesem Verbindungstyp konstruktionsbedingt die Schwachstelle darstellt,<sup>41,51-53</sup> da bei horizontalen Belastungen hohe Kraftspitzen auf der Abutment-Schraube lasten.<sup>54</sup>

Beide Verbindungsformen wurden in verschiedenen Studien bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften miteinander verglichen. Norton et al. stellten eine höhere Biegebelastbarkeit von Konusverbindungen fest.<sup>48</sup> Möllersten et al. zeigten in einer in vitro Untersuchung einen höheren Widerstand gegenüber Biegemomenten bei langen Konusverbindungen im Vergleich zu flachen Konus- oder Stoß-Verbindungen.<sup>55</sup> Baggi et al. stellten bei Konusverbindungen ein geringeres Risiko der Knochenüberbelastung am Implantatthals fest.<sup>56</sup> Verglichen mit externen Verbindungen wurden bei internen Verbindungen weniger mechanische Komplikationen wie Komponentenfrakturen oder Schraubenlockerungen festgestellt.<sup>57-59</sup>

### **2.3.3 Zirkoniumdioxid**

Seit einiger Zeit besteht in der Dentalindustrie das Bestreben, ein alternatives Implantatmaterial auf den Markt zu bringen. Hierbei ist das Zirkoniumdioxid interessant.<sup>60</sup> Diese Entwicklung ist vor allem dem Wunsch von Patienten nach einer metallfreien Versorgung geschuldet.<sup>61</sup> Außerdem lässt sich durch die weiße Farbe des Zirkoniumdioxids gerade im Frontzahnbereich oder bei dünnem Gingivaphänotyp ein ästhetisch befriedigendes Behandlungsergebnis erzielen.<sup>10</sup>

Zirkoniumdioxid ist die oxidierte Form des Metalls Zirkon und aus chemischer Sicht eine Metalloxidkeramik. Es weist eine vollkeramische Struktur auf, die keine metallischen Eigenschaften mehr besitzt.<sup>62</sup> Ein wichtiges Merkmal des

Zirkoniumdioxid ist seine Polymorphie, also sein Vorliegen in verschiedenen kristallinen Modifikationen abhängig von der Wärmebehandlung: Es kann bei Temperaturen unter 1200°C als monokline Kristallform vorliegen, oberhalb von 2300°C als kubische Kristallform und als tetragonale Kristallform zwischen 1200 und 2300°C.<sup>63,64</sup> Durch Beimischung von anderen Oxiden wie Magnesiumoxid, Calciumoxid, Ceriumoxid oder Yttriumoxid kann die tetragonale Phase des Zirkoniumdioxids bis auf Raumtemperatur stabilisiert werden.<sup>65,66</sup> Bei Rissen in der Keramik tritt eine Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase auf, die mit einer Volumenzunahme von 3-5% einher geht.<sup>66</sup> Dadurch werden Rissflanken komprimiert, was zur weiteren Stabilisierung des Materials führt und als Umwandlungsverstärkung bezeichnet wird.<sup>63,67,68</sup>

Heute wird in der Zahnmedizin yttriumstabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP für Yttria Tetragonal Polycrystals) verwendet.<sup>69</sup> Es weist eine geeignete Stabilität bei einer Härte von 1200 Vickers und einer Biegefestigkeit von 900-1200 MPa auf sowie einen Weibull-Modulus von 10-12. Durch heißisostatisches Pressen wird das Y-TZP nachvergütet und so eine optimale Gefügequalität bei geringer Fehlstellendichte erzielt.<sup>69</sup>

Seine gute Biokompatibilität wurde in mehreren Tierstudien bewiesen.<sup>70-74</sup> Die Osseointegration von Zirkoniumdioxidimplantaten ist mit der von Titanimplantaten vergleichbar.<sup>8,75</sup>

Bemerkenswert ist auch die niedrige Plaqueaffinität von Zirkoniumdioxid im Vergleich zu Titan.<sup>76</sup> Gerade im ästhetisch sensiblen Bereich ist dies von besonderer Bedeutung, da eine entzündungsbedingte Gingivaretraktion die ästhetische Qualität einer Versorgung kompromittieren kann.<sup>10</sup>

#### **2.3.4 Implantat-Abutment-Verbindungen bei Zirkoniumdioxidimplantaten**

Viele der momentan auf dem Markt erhältlichen Zirkoniumdioxidimplantate sind einteilig.<sup>77</sup> Daraus ergibt sich während der Einheilungsphase des Implantats ein Risiko für die Osseointegration. Der in die Mundhöhle ragende supragingivale Anteil des Implantats ist den dortigen Umgebungseinflüssen ausgesetzt: Zungen- und Wangendruck, statische und dynamische Okklusionskontakte können Bewegung auf den enossalen Anteil übertragen und die Osseointegration verhindern. Aus diesem Grund sollten die Implantate mit einem Schutz versehen werden, der jede Bewegung vom enossalen Anteil

fernhält.<sup>78</sup> Dies kann eine Tiefziehschiene oder ein hohlgeschliffenes, an den Nachbarzähnen befestigtes Langzeitprovisorium sein. Zu bedenken ist allerdings die schlechte Reinigungsmöglichkeit letzterer Versorgung, die mit einer Plaque- und Bakterienakkumulation einhergeht und das Risiko einer periimplantären Infektion birgt.<sup>79</sup>

Bei Implantation im Frontzahnbereich und Erreichen einer Primärstabilität von 35 Ncm kann bereits eine provisorische Versorgung im Sinne einer Sofortversorgung erfolgen, die aber nicht im okklusalen Kontakt zum Antagonisten stehen darf. Sollte bei der Implantation keine Primärstabilität erreicht werden, ist hiervon abzusehen.<sup>80</sup>

Ein weiteres Problem ist die Tatsache, dass einige Implantattypen aus Zirkoniumdioxid aus Stabilitätsgründen nicht präpariert werden dürfen (z.B. Ziterion, Uffenheim, Deutschland oder Straumann, Freiburg, Deutschland).<sup>10</sup> Dies erschwert die Gestaltungsmöglichkeit eines harmonischen Emergenzprofils der Suprakonstruktion. Ebenso können keine angulierten Abutments verwendet werden, was für die Implantatpositionierung eine große Einschränkung bedeutet.<sup>77</sup>

Ein Vorteil einteiliger Implantate ist, dass Implantat und Aufbau aus einem Guss bestehen: Eine Spaltbildung zwischen Implantat und Abutment ist damit ausgeschlossen, ebenso mechanische Komplikationen wie Schraubenlockerungen oder -frakturen.<sup>77</sup>

Mittlerweile sind auch zweiteilige Implantate aus Zirkoniumdioxid erhältlich.<sup>10</sup> In den meisten Fällen wird das Abutment mit dem Zirkoniumdioxidimplantat verklebt.<sup>23</sup> Bei einigen dieser Systeme (z.B. Vario-C von Ziterion, Uffenheim, Deutschland) heilt das Implantat geschlossen ein und wird anschließend chirurgisch freigelegt.<sup>10</sup> Bei anderen Systemen (z.B. Zeramex-T von Dentalpoint, Lörrach, Deutschland) heilt das zweiteilige Zirkoniumdioxidimplantat weiterhin offen ein und der kristalle Anteil endet auf äquigingivalem Niveau, um es vor störenden Krafteinwirkungen zu schützen. Die chirurgische Freilegung entfällt hierbei.<sup>10</sup>

Ein Nachteil von verklebten Versorgungen ist, dass Abutment und Implantat nicht wieder voneinander getrennt werden können. Außerdem bestehen Bedenken, ob die Klebung zwischen Implantat und Abutment aufgrund des inertem Charakters von Zirkoniumdioxid auf Dauer stabil bleiben kann. Weiterhin

ist die Verklebung kompliziert und fehleranfällig, weswegen eine anwenderfreundlichere Lösung im Sinne einer Verschraubung wünschenswert wäre.<sup>23</sup>

Diese ist jedoch schwerer zu realisieren, da sich Zirkoniumdioxid als sprödes Material in seinem mechanischen Verhalten von Metallen unterscheidet. Dünn auslaufende Zirkoniumdioxidspitzen neigen beispielsweise stark zu Frakturen.<sup>23</sup>

Aus diesem Grund können die bei Titanimplantaten erprobten Geometrien für verschraubte Lösungen nicht direkt auf Zirkoniumdioxid übertragen werden.<sup>81</sup>

Preis et al.<sup>23</sup> vergleichen fünf verschiedene Typen verschraubter Zirkoniumdioxidimplantate mit verklebten Zirkoniumdioxidimplantaten und einem zweiteiligen Referenzimplantat aus Titan. Unter den angewandten Dauerlasten, die fünfzehn Jahre klinischer Nutzung entsprachen, brachen verschraubte Zirkoniumdioxidimplantate im Abutmentbereich, teilweise auch mit Implantatfrakturen, ebenso wie es zu Schraubenlockerungen und Frakturen kam. Alle verklebten Implantate und das Referenzimplantat überstanden die Versuche unbeschadet. Es ergaben sich in den Gruppen der verschraubten Zirkoniumdioxidimplantate unterschiedliche Ergebnisse: Während in drei von fünf Gruppen alle Probenkörper brachen, kam es in den anderen beiden Gruppen nur zu drei beziehungsweise einer Fraktur. Als Grund hierfür wurden einerseits Unterschiede im Typ und der Qualität des Zirkoniumdioxids genannt, denn als Ursprung der sich ausbreitenden Risse wurden Porositäten im Material identifiziert. Andererseits könnten auch das Schraubenmaterial und der Schraubentyp einen Einfluss auf die Stabilität von Zirkoniumdioxidimplantaten haben.

Auf dem Gebiet der verschraubten Zirkoniumdioxidimplantate besteht also erheblicher Forschungs- und Entwicklungsbedarf. Bislang sind zu diesem Thema noch keine umfangreichen Studien verfügbar.<sup>23</sup>



## 2.4 Schraubenverbindungen

### 2.4.1 Verbindungselemente

Schrauben sind die am häufigsten verwendeten Verbindungselemente, um Bauteile miteinander zu verbinden, zerstörungsfrei zu lösen und sie dann erneut verbinden zu können.<sup>82</sup>

Sie liegen in verschiedenen Modifikationen vor,<sup>83</sup> haben jedoch eine konstruktionsbedingte Gemeinsamkeit: Auf einem zylindrischen Bolzen ist ein Gewinde aufgewickelt - das Schraubengewinde. Insgesamt kann zwischen Kopfschrauben, Stiftschrauben, Gewindestifte und Schraubenbolzen unterschieden werden, wobei Kopfschrauben am häufigsten zur Anwendung kommen.<sup>36</sup>

Eine Kopfschraube besteht aus Kopf, Schaft und Gewinde. Am Schraubenkopf wird das Anzugsdrehmoment durch einen innen oder außen angreifenden Schlüssel angewandt. Als Kopfformen existieren für den Außenangriff unter anderem Vierkant-, Sechskant-, und Zwölfzahnschlüssel. Für den Innenangriff gibt es z.B. Innensechskant-, Innenzwölfzahn-, Kreuzschlitz- und Schlitzformen. Mit dem Innensechskant existiert ein ausreichend belastbarer Innenangriff, durch den kleine Kopfdurchmesser erzielt werden können und somit eine leichte Bauweise der Schraubenverbindung bei ausreichender Festigkeit gewährleistet wird.<sup>83</sup>

Eine Schraubenverbindung entsteht durch die Paarung des Schraubengewindes als Außengewinde mit einem Innengewinde, zum Beispiel einer Mutter. Bei relativer Verdrehung der Schraube zur Mutter kommt es zu einem Gleiten der Gewindeflanken der Schraube auf den Gewindeflanken der Mutter. Dabei entsteht ein Formschluss zwischen Innen- und Außengewinde.<sup>83</sup>

### 2.4.2 Gewindedesign

Als Gewinde bezeichnet man eine profilierte Einkerbung, die sich als Schraubenlinie längs um einen zylindrischen Bolzen windet.<sup>83</sup> Ein voller Umlauf des Gewindes um den Zylinder nennt sich Gewindegang und die Schraubenlinie steigt dabei um die Ganghöhe  $P$  an.<sup>36</sup> Wie in Abbildung 2

bildlich dargestellt, entsteht beim Abwickeln eines Gewindeganges ein Steigungsdreieck mit dem Steigungswinkel  $\varphi$ .

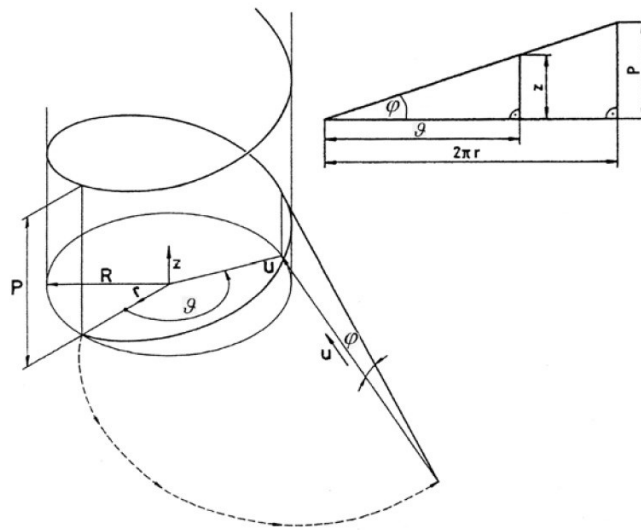


Abb. 2: Schraubenhelix und Steigungsdreieck<sup>36</sup>

In DIN 2244 sind ausgehend von der Definition der Schraubenlinie verschiedene Gewindekenngößen festgehalten, wie in Abbildung 3 dargestellt:

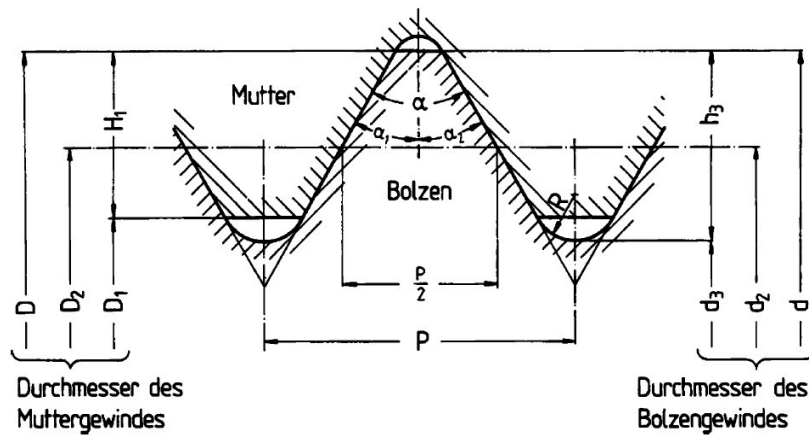


Abb. 3: Gewindekenngößen<sup>84</sup>

- Außendurchmesser (Nenndurchmesser)  $d$  bzw.  $D$
- Flankendurchmesser  $d_2$  bzw.  $D_2$
- Kerndurchmesser  $d_3$  bzw.  $D_1$
- Gewindesteigung  $P$
- Flankenwinkel  $\alpha$

- Teilflankenwinkel  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$
- Radius am Gewindegrund (Rundung) R
- Gewindetiefe  $h_3$
- Gewindetragtiefe  $H_1$  (bezeichnet die senkrecht zur Gewindeachse gemessene Breite der Flankenüberdeckung)<sup>84</sup>

Der oben aufgeführte Flankendurchmesser  $d_2$  ergibt sich aus einem arithmetischem Mittelwert zwischen  $d$  und  $d_3$ .<sup>85</sup> Der Kontakt zwischen Schraube und Mutter darf nicht auf einen Punkt der Schraubenlinie beschränkt sein. Die Kraftübertragung muss über die gesamte Kontaktfläche zwischen Innen- und Außengewinde erfolgen, damit die Schraube mechanisch beansprucht werden kann. Schrauben- und Muttergewinde stehen also nicht nur am Flankendurchmesser  $d_2/D_2$  punktförmig in Verbindung, sondern flächig zwischen Nenndurchmesser  $d/D$  und Kerndurchmesser (innen)  $d_3/D_1$ .<sup>85</sup>

Gewindearten lassen sich durch ihre Profilform, ihre Steigung P, ihre Gangzahl (ein - oder mehrgängig) und ihren Windungssinn (rechts - und linksgängig) unterscheiden.<sup>83</sup>

Zu den Grundformen zählen das metrische Gewinde (Flankenwinkel  $60^\circ$ ), das Whitworth-Gewinde (Flankenwinkel  $55^\circ$ ), Rundgewinde, Sägewinde und Trapezgewinde.<sup>82</sup> Abbildung 4 stellt diese Gewindeformen dar.

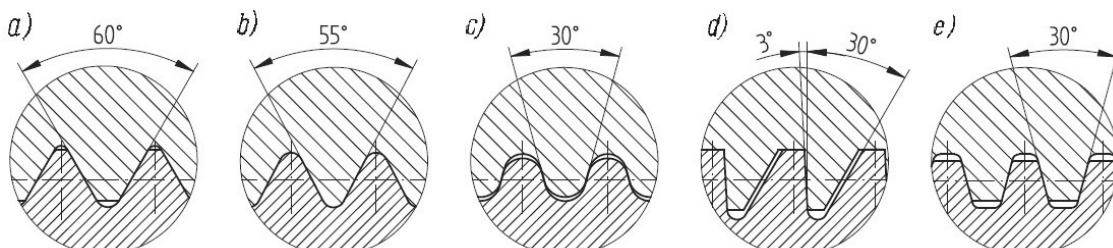


Abb. 4: Gewinde-Grundformen. a) metrisches Gewinde, b) Whitworth-Gewinde, c) Rundgewinde, d) Sägewinde, e) Trapezgewinde<sup>82</sup>

Daneben gilt es, zwischen Regel- und Feingewinden zu unterscheiden. Im Vergleich zu Regelgewinden haben Feingewinde eine geringere Gewindetiefe  $h_3$  und eine kleinere Steigung P. Feingewinde kommen vor allem bei kurzen Schraubenlängen zum Einsatz, auf dünnwandigen Rohren oder bei hohen

Ansprüchen an die Tragfähigkeit.<sup>82</sup> Die höhere Tragfähigkeit von Feingewinden resultiert insbesondere aus dem größeren tragenden Kernquerschnitt.<sup>84</sup>

### 2.4.3 Schraubenvorspannung

Wenn ein Abutment in ein Implantat eingeschraubt wird, entstehen Kontaktkräfte zwischen dem Schraubenkopf und dem Abutment (an der Schraubenkopfaufgabe), dem Abutment und dem Implantat sowie zwischen dem Außengewinde der Abutmentschraube und dem Innengewinde im Implantat.

In diesem Zusammenhang wirkt die Vorspannkraft als eine Klemmkraft, die den Zusammenhalt zwischen Abutment und Implantat gewährleistet.<sup>86</sup> Eine Schraube ähnelt in ihrer Mechanik einer Feder<sup>87</sup>: Wenn sie in ein Innengewinde eingedreht wird, dehnt sie sich aus und erzeugt anschließend durch ihre elastische Rückstellkraft eine Klemmkraft. So wird der Zusammenhalt zwischen Abutment und Implantat gewährleistet.<sup>86</sup>

Schrauben werden in der Regel durch Drehen am Schraubenkopf vorgespannt.<sup>84</sup> Dabei wirkt bei Verwendung eines horizontalen Schlüssels eine Kraft im Abstand zu ihrer Drehachse auf die Schraube, die sich Drehmoment nennt. Das Drehmoment (M) ist das Produkt der angewandten Kraft (F) und dem Abstand (r) zum Rotationszentrum:

$$M = F \times r^{88}$$

Beim Anziehen der Schraubenverbindung unterliegen die Gewindeflanken und die Kopfaufgabe der Schraube einer Gleitreibung. Bei konstanten Reibungsverhältnissen und im elastischen Verformungsbereich herrscht zwischen dem Anzugsdrehmoment und der Montagevorspannkraft ein linearer Zusammenhang.

Das Anzugsdrehmoment ist zusammengesetzt aus:

- Nutz- bzw. Gewindesteigungsdrehmoment
- Gewindereibungsmoment
- Kopfreibungsmoment

Durch das Nutzdrehmoment wird die Vorspannkraft in der Schraube erzeugt. Es entsteht durch eine Keilwirkung der Gewindeflanken, die aus der Gewindesteigung resultiert.

Der größte Teil des am Schraubenkopf angewandten Drehmoments geht jedoch mit der Überwindung der Reibung in den Gewindeflanken und an der Schraubenkopfaufgabe verloren. Es kann somit nicht zur Erzeugung der Vorspannkraft genutzt werden.<sup>84</sup> Etwa 90 % des Anzugsdrehmoments wird zur Überwindung der Friktion benötigt. Somit stehen nur 10 % zum Erzeugen der Vorspannkraft zur Verfügung.<sup>89</sup>

Die erzielte Vorspannkraft und das angewandte Drehmoment sind durch den Einfluss der Friktionskräfte proportional zueinander.<sup>90</sup> Eine Erhöhung des Drehmoments erhöht auch die Vorspannkraft in der Schraubenverbindung, was die Stabilität der Verbindung maximiert,<sup>91</sup> jedoch sind hier Grenzen gesetzt: Bei einer zu hohen Vorspannkraft wird die Schraube sich erst plastisch verformen und anschließend brechen.<sup>92</sup> Folglich gibt es ein Limit des anwendbaren Drehmoments, das letztlich durch die Streckgrenze der Schraube bestimmt wird. Optimal ist ein Anzugsdrehmoment von 75 % des maximal anwendbaren Drehmoments an der entsprechenden Schraube.<sup>91</sup>

Wenn weniger Drehmoment beim Überwinden der Gewindereibung verloren geht, lässt sich eine höhere Vorspannkraft erzielen.<sup>44</sup> Ein wichtiger komponentenbezogener Faktor zum Erzielen einer angemessenen Vorspannkraft ist der Friktionskoeffizient der miteinander in Verbindung stehenden Oberflächen. Bei gleichem Anzugsdrehmoment erhöht eine Reduktion des Friktionskoeffizienten zwischen Innen- und Außengewinde die Vorspannkraft.<sup>86</sup> Dementsprechend wird beständig nach neuen Materialien für Abutmentschrauben gesucht.<sup>44</sup>

Schrauben aus einer Goldlegierung haben einen niedrigeren Friktionskoeffizienten, eine höhere Zugfestigkeit und Streckgrenze<sup>19</sup> als Titan und können daher höhere Werte für die Vorspannkraft erzielen.<sup>44</sup> Die Firma 3i (Palm Beach Gardens (FL), USA) brachte daher die Gold-Tite®-Schraube auf den Markt. Diese Schraube bestand aus einer Gold-Palladium-Legierung,<sup>44</sup> die mit einer 0,76 µm dicken Schicht Reingold überzogen war.<sup>22</sup> Bei einem

Anzugsdrehmoment von 32 Ncm erzielte die Gold-Tite-Schraube 24% mehr Vorspannkraft als konventionelle Abutmentschrauben aus Titan.<sup>44</sup> Gold hat jedoch ein geringeres Elastizitätsmodul als Titan, was bei hohen, auf die Schraube einwirkenden Kräften, zu Deformationen führen kann. Aus diesem Grund ist die klinische Anwendbarkeit von Goldschrauben beschränkt.<sup>93</sup> Das Design der Gold-Tite®-Schraube der Firma Biomet 3i ist mittlerweile in soweit geändert worden, dass es sich hierbei nun um eine vergoldete Titanschraube handelt.<sup>94</sup>

Eine Arbeitsgruppe um Kim et al.<sup>21</sup> beschäftigte sich mit einer Beschichtung aus diamantähnlichem Kohlenstoff (DLC), der eine ähnliche Härte wie Diamant aufweist sowie eine gute Abrasionsstabilität und einen niedrigen Friktionskoeffizienten. In einer in vitro Untersuchung mit Dauerlasten zeigten die DLC-beschichteten Schrauben einen signifikant höheren Widerstand gegenüber Schraubenlockerung als die Titanschrauben der Testgruppe. In einer Studie vom Bacchi et al.<sup>95</sup> wurde jedoch ein geringeres Losdrehmoment bei DLC-Schrauben im Vergleich zu Titanschrauben festgestellt. Die Autoren geben an, dass die Verringerung des Friktionskoeffizienten durch die Beschichtung beim Lösen der Verbindung ebenfalls einen geringeren Widerstand leistet und deswegen ein geringeres Losdrehmoment angewandt werden muss. Eine auf dem Markt erhältliche DLC-Schraube ist die TorqTite® Schraube der Firma Nobel Biocare (Zürich, Schweiz).<sup>96</sup>

Weiterhin gibt es Untersuchungen über Schrauben mit einer Titannitrid (TiN) Beschichtung, die ebenfalls den Friktionskoeffizienten der Oberfläche verringern und damit eine höhere Vorspannkraft erzielen soll. TiN ist durch seine harte Oberfläche außerdem deutlich widerstandsfähiger gegenüber Abrasion, wie Jung et al.<sup>97</sup> in einer in vitro Studie festgestellt haben. Die geringere Abnutzung der TiN Beschichtung bewirkt eine Erhöhung der Resistenz gegenüber Schraubenlockerungen,<sup>97</sup> da die Abnutzung der Komponentenoberflächen bei mehrmaligem Lösen und Anziehen der Schraube zu einem Verlust an Vorspannkraft führen kann.<sup>98</sup> Kim et al.<sup>99</sup> fanden in einer in vitro Studie höhere Losdrehmomente bei TiN beschichteten Schrauben im Vergleich zu Titan- und Goldschrauben und schlossen daher auf eine größere Stabilität gegenüber Schraubenlockerungen.

Im Gegensatz dazu wurde allerdings in einer Metaanalyse<sup>17</sup> verschiedener Studien, unter anderem der oben genannten von Kim et al.,<sup>99</sup> Jung et al.<sup>97</sup> und Kim et al.,<sup>21</sup> festgestellt, dass eine Oberflächenbeschichtung keinen Einfluss auf die Schraubenlockerung von Abutmentschrauben haben soll.

Insgesamt finden sich damit in Bezug auf die Beschichtung von Abutmentschrauben widersprüchliche Informationen in der Literatur.

Das Erzielen einer ausreichend hohen Vorspannkraft bei der Montage von Schraubenverbindungen ist wichtig, um eine Überdimensionierung der Verbindung zu vermeiden, genauso wie ein häufiges Nachspannen infolge von Vorspannkraftverlusten. Der Montagevorgang ist im Hinblick auf die Dauerfestigkeit der Schraubenverbindung von besonderer Bedeutung.<sup>84</sup> Dabei sollte ein Drehmomentschlüssel verwendet werden, da sich, wenn die Verbindung von Hand angezogen wird, eine große Inkonsistenz des erzielten Drehmoments ergeben kann.<sup>100</sup> Vor allem in schwer zugänglichen Bereichen der Mundhöhle ist ein adäquates Drehmoment per Hand kaum zu erzielen.<sup>101</sup>

#### **2.4.4 Schraubenherstellung**

Schrauben können durch spanende Fertigungsverfahren hergestellt werden. Gemäß DIN 8589 handelt es sich dabei um einen Trennvorgang, bei dem mit Hilfe eines Schneidwerkzeuges Werkstoffschichten in Form von Spänen von einem Werkstück abgetrennt werden, was zu einer Veränderung der Form des Werkstückes und seiner Oberfläche führt.<sup>102</sup>

Das Spanen kann mit geometrisch bestimmten oder geometrisch unbestimmten Schneiden durchgeführt werden. Zwar ist das Schleifen, das zu den Spanverfahren mit geometrisch unbestimmten Schneiden zählt, für die Zahnmedizin relevant, jedoch wird bei der Schraubenfertigung nur das Spanen mit geometrisch bestimmten Schneiden angewandt.

Das Drehen ist ein spanendes Fertigungsverfahren, das sich einer geschlossenen, meist kreisförmigen Schnittbewegung quer zur in Schnittrichtung liegenden Vorschubbewegung bedient. Hierbei ist die Drehachse der Schnittbewegung werkstückgebunden, das heißt ihre Lage zum Werkstück wird unabhängig von der Vorschubbewegung beibehalten. In der Regel wird die Schnittbewegung durch Drehen des Werkstückes ausgeführt,<sup>103</sup>

während das Werkzeug die erforderlichen Vorschub- und Zustellbewegungen durchführt. Als Werkstücke werden Rotationskörper verwendet.<sup>102</sup> Abbildung 5 zeigt verschiedene, wichtige Drehverfahren.

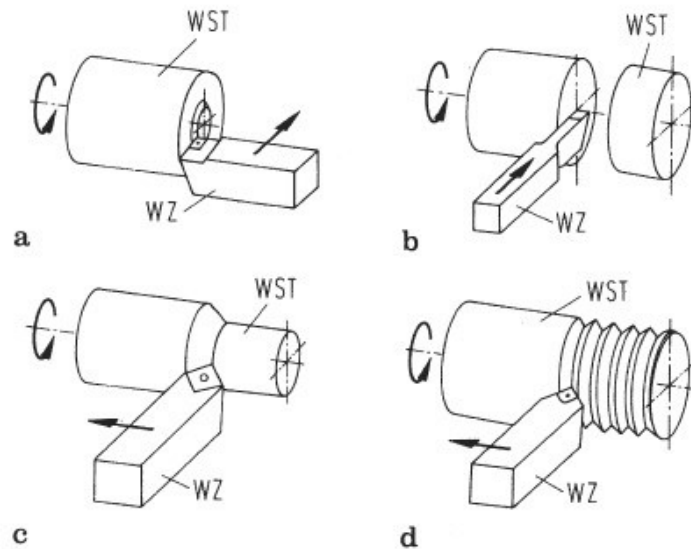


Abb. 5: Drehverfahren. WST: Werkstück, WZ: Werkzeug  
a: Plandrehen, b: Abstechdrehen, c: Runddrehen, d: Schraubdrehen<sup>104</sup>

Das Schraubdrehen zählt zu den spanenden Drehverfahren. Mit Hilfe von Profilwerkzeugen werden hierbei schraubenförmige Profile erzeugt. Die Steigung des Schraubengewindes wird durch den Vorschub des Werkzeuges je Umdrehung bestimmt.<sup>102</sup> Die Vorschubrichtung des Werkzeuges liegt parallel zur Drehachse des Werkstückes.<sup>88</sup>

Je nach Art des verwendeten Werkzeuges unterscheidet man:

- Gewindedrehen
- Gewindestrehlen
- Gewindeschneiden<sup>102</sup>



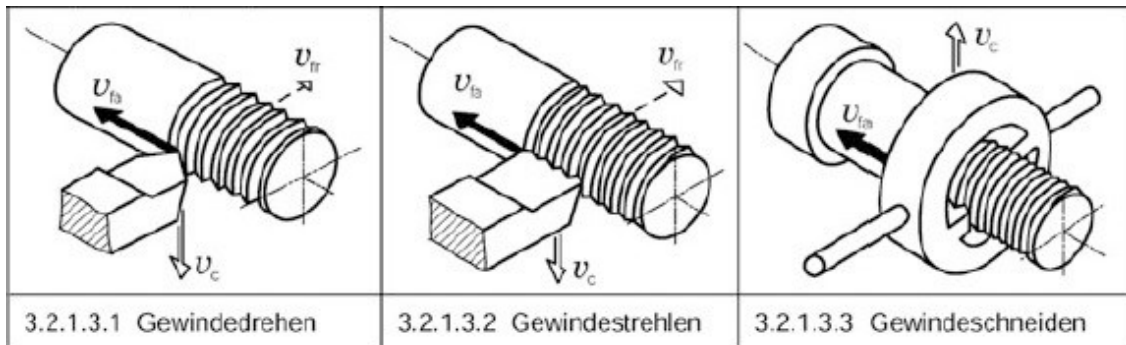


Abb. 6: Schraubdrehverfahren:

6a: Gewindedrehen

6b: Gewindestrehlen

6c: Gewindeschneiden<sup>102</sup>

Abbildung 6 zeigt die verschiedenen Schraubdrehverfahren. Das Gewindedrehen (Abb. 6a) wird mit einem einprofiligen Gewindedrehmeißel durchgeführt, der dem gewünschten Gewindeprofil entspricht. Es existieren Schaftprofilmeißel, Rundprofilmeißel und hinterdrehte Rundprofilmeißel, um verschiedene Gewindearten herzustellen (Kap. 2.4.2). Es können Außen- und Innengewinde hergestellt werden.<sup>102</sup>

Das Gewinde wird in mehreren Arbeitsschritten gefertigt. Während der Vorschubbewegung fährt das Werkzeug längs am Werkstück vorbei, setzt dann ab und wird wieder in seine Ausgangsposition zurückgefahren. Im nächsten Schritt arbeitet das Werkzeug in einer erneuten Vorschubbewegung das bereits vorgearbeitete Gewinde weiter. Dieser Prozess wiederholt sich, bis das Gewinde fertig gestellt ist.<sup>103</sup> Das Werkzeug muss folglich mehrmals an der gleichen Stelle des Werkstückes ansetzen.<sup>104</sup>

Zum Gewindestrehlen (Abb. 6b) wird ein Werkzeug benutzt, das in Vorschubrichtung mehrere Profilschneiden mit zunehmender Schnitttiefe besitzt. Ein Gewinde kann somit in einem Überlauf durch den Strehler fertig gestellt werden.<sup>102</sup> Es können ein oder mehrgängige Außen- und Innengewinde hergestellt werden.<sup>102,104</sup>

Für das Gewindeschneiden (Abb. 6c) wird ein mehrschneidiges Gewindeschneideisen benutzt, das mehrere radial oder tangential schneidende Strehlerdrehmeißel aufweist.<sup>103</sup>

#### **2.4.5 Versagensmodi von Schraubenverbindungen**

Schraubenlockerungen von Abutmentschrauben gehören zu den häufigsten Komplikationen bei Implantatversorgungen, vor allem bei Einzelzahnrestaurationen.<sup>105</sup> Verschiedene Arbeitsgruppen stellten Schraubenlockerungen in 5,8 - 12,7% der nachuntersuchten Fälle in einem Zeitraum von 5 Jahren fest.<sup>11,106,107</sup>

Schraubenlockerungen können ein erstes Anzeichen für ein inkorrektes Design der Suprakonstruktion oder eine okklusale Überlastung sein.<sup>91</sup> In Funktion wirken hauptsächlich Axial- und Biegekräfte auf implantatverankerte Konstruktionen. Während Axialkräfte gut toleriert werden, wirken durch extraaxiale Kräfte Biegemomente auf den meist verschraubten Implantat-Abutment-Komplex. Diese Biegemomente sind bei Einzelzahnrestaurationen kaum zu vermeiden.<sup>16</sup> Vermutlich lässt sich damit die höhere Inzidenz von Schraubenlockerungen bei Einzelzahnkronen erklären.<sup>105</sup>

Durch die Lockerung der Abutmentschraube kann es zu Schraubenfrakturen kommen oder zu einer ungleichmäßigen Kaukraftverteilung auf der Suprakonstruktion. Weiterhin kommt es durch die losen Komponenten zu Mikrobewegungen im Implantatinneren, durch die sich ein Spalt zwischen Implantat und Abutment öffnet.<sup>105</sup> Durch einen Mikropumppeffekt zwischen den sich bewegenden Teilen können Bakterien in den Mikrospace gelangen und dort ansiedeln, wodurch es zu einer Entzündungsreaktion im periimplantären Weichgewebe kommen kann.<sup>47</sup>

Abgesehen vom klinischen Aufwand für Zahnarzt und Patient, bieten Schraubenlockerungen damit auch eine Zahl ernster Komplikationen, die zu vermeiden wünschenswert sind.

Um den Halt von Schraubenverbindungen verbessern zu können, muss zunächst verstanden werden, wie diese Verbindungen versagen.

Eine Schraube ist im klinischen Einsatz konstanten, externen Kräften ausgesetzt, die ihren Halt im Innengewinde schwächen können: Extraaxiale Kaukräfte auf einer Suprakonstruktion, Approximalkontakte zwischen der Implantatkronen und natürlichen Zähnen, dynamische Störkontakte oder Kräfte, die bei Parafunktionen wie dem Bruxismus auftreten.<sup>91</sup> Die Schraubenverbindung versagt nur, wenn externe Kräfte stärker sind als Kräfte,

die sie zusammen halten. Es ist also weder notwendig noch möglich, externe Kräfte zu eliminieren, um den Zusammenhalt der Verbindung zu gewährleisten. Sie müssen nur unter der Schwelle der zusammen haltenden Kräfte liegen, also der erreichten Vorspannkraft.<sup>108</sup> Der erfolgreiche Zusammenhalt einer Schraubenverbindung steht in direkter Relation mit der erzielten Vorspannkraft während des Anziehens und dem Erhalt dieser Vorspannkraft.<sup>109</sup> Je größer die Vorspannkraft in der Verbindung, desto größer ist auch ihre Stabilität.<sup>15</sup>

Das Versagen einer Schraubenverbindung lässt sich in zwei Schritten beschreiben: Zuerst verringern externe Kräfte, zum Beispiel während des Kauens, die Vorspannkraft in der Verbindung. Wie oben beschrieben verhält sich eine Schraube in ihrer Mechanik ähnlich einer Feder, deren Dehnung, die schlussendlich die Vorspannkraft erzeugt, durch die Friktion der Oberflächen zwischen Innen- und Außengewinde aufrechterhalten wird. Jede externe Kraft in transversaler oder axialer Richtung, die ein geringes Gleiten zwischen den Gewindegängen bewirkt, verringert die Dehnung in der Schraube und somit die Vorspannkraft. In dieser Phase gilt: Je höher die anfangs erzielte Vorspannkraft (ohne die Streckgrenze der Schraube zu übertreffen, Kapitel 2.4.3), desto größer ist der Widerstand der Verbindung gegenüber lösenden Kräften. Im zweiten Stadium reduziert sich die Vorspannkraft unter ein kritisches Niveau und die externen Kräfte bewirken ein Drehen der Schraube, was zum Versagen der Verbindung führt.<sup>90</sup>

Der Zusammenhalt der Verbindung hängt also entscheidend von der Höhe der erzielten Vorspannkraft ab. Dabei ist sowohl eine zu hohe als auch eine zu niedrige Vorspannung von Nachteil. Während eine zu hohe Vorspannkraft direkt zur Überbeanspruchung führt, können zu niedrig vorgespannte Schraubenverbindungen durch selbstständiges Lösen oder Dauerbruch, vor allem bei exzentrischer Belastung, versagen.<sup>84</sup>

Ein weiterer, wesentlicher Punkt in Bezug auf Schraubenlockerung ist das so genannte Setzen der Schraube. Dieser Effekt ergibt sich aus der Tatsache, dass keine Oberfläche komplett glatt ist. Wegen der Mikrorauigkeiten auf der Abutmentschraube und dem Innengewinde im Implantatinneren stehen beide

Flächen nicht vollständig in Kontakt, sondern nähern sich erst an, wenn die Mikrorauigkeiten beim Anziehen der Schraube geglättet werden. 2-10% der anfangs erzielten Vorspannkraft gehen durch das Setzen der Schraube verloren, je nachdem wie groß die Mikrorauigkeiten der Oberflächen anfänglich waren. Aus diesem Grund ist das Losdrehmoment an der Schraube schon nach dem ersten Anziehen geringer als das zum Festziehen angewandte Drehmoment.<sup>91</sup>

Eine schlechte Passung der Komponenten trägt ebenfalls zur Lockerung von Schrauben bei.<sup>18</sup> Das Ausmaß der Belastung durch Passungsungenauigkeiten ist abhängig von der Größe, Lokalisation und Form der dabei entstehenden Spalten. So wirken bei Passungsproblemen in horizontaler und schräger Richtung Biegemomente auf die Abutmentschraube, die zur Lockerung der Schraube führen können.<sup>110</sup>

Die Arbeitsgruppe Cantwell et al.<sup>92</sup> berichtet von einem Verlust an Vorspannkraft bei Goldschrauben ohne jegliche Belastung im Laufe der Zeit. Bernandes et al.<sup>111</sup> konnten dieses Phänomen bei den von ihnen untersuchten Titan - und DLC beschichteten Schrauben jedoch nicht beobachten.

Zusammenfassend kann man festhalten: Je höher die anfangs erzielte Vorspannkraft, desto höher ist auch der Widerstand der Schraubenverbindung gegenüber Schraubenlockerungen. Dabei muss die Vorspannkraft geringer als die Streckgrenze des Schraubenmaterials sein (vorzugsweise 75% der Streckgrenze), um Beschädigungen zu vermeiden, aber höher als die Kräfte, die während der klinischen Funktion auftreten können. Der Zusammenhalt der Schraubenverbindung lässt sich durch den Erhalt der Vorspannkraft gewährleisten.<sup>112</sup>

## 2.5 Messverfahren von Schraubenverbindungen

Zahlreiche Studien schließen über das Losdrehmoment auf die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung. Dabei werden unterschiedliche Parameter beleuchtet: Das Verhalten nach zyklischer Belastung,<sup>20</sup> mehrmaliges Anziehen und Losdrehen der Verbindung,<sup>113</sup> verschiedene Schraubentypen,<sup>114</sup> verschiedene Schraubenmaterialien (wie in Kap. 2.4.3 beschrieben)<sup>95,99</sup> oder unterschiedliche Abutmenttypen.<sup>15</sup>

Guzaitis et al.<sup>113</sup> beschreiben dabei eine in der Literatur veröffentlichte Formel, mit der über das Losdrehmoment als indirekte Messmethode die Vorspannkraft errechnet werden kann:

$$F_{fs} = \pi/P(T_{fs} - |T_{fu}|)$$

Bei  $F_{fs}$  handelt es sich um die Vorspannkraft,  $P$  ist die Gewindesteigung,  $T_{fs}$  ist das Eindreh- und  $T_{fu}$  das Losdrehmoment. Aus der Gleichung ergibt sich, dass ein höheres Losdrehmoment mit einer höheren Vorspannkraft der Verbindung korreliert.

In einer Studie von Khraisat et al.<sup>20</sup> wurden fünfzehn Brånemark Implantate (vertrieben von Nobel Biocare, Zürich, Schweiz) in drei Gruppen mit jeweils fünf Implantaten aufgeteilt. Gruppe A wurde mit einer zyklischen Last von 50 N in zentraler Richtung belastet, während Gruppe B eine extraaxiale Belastung der gleichen Kraft erfuhr und Gruppe C als Kontrollgruppe unbelastet blieb. Die Belastung erfolgte über 10000 Zyklen mit einer Frequenz von 75 Belastungen pro Minute. Das Losdrehmoment wurde in jeder Gruppe für jedes Implantat jeweils vor und nach der zyklischen Belastung gemessen. In Gruppe A ergab sich dabei ein im Vergleich zu Gruppe B und C signifikant geringeres Losdrehmoment.

Paepoemsin et al.<sup>114</sup> untersuchten verschiedenartige Abutmentschrauben unter zyklischer Belastung. Dabei wurden drei im Handel erhältliche Schraubentypen verwendet: Zwei Schrauben der Firma PW Plus® Implant (Nakorn Pathom, Thailand) mit flachem und konischem Schraubenkopf (Gruppe A und B) und

eine der Firma Camlog (Wimsheim, Deutschland) aus der Conelog® Produktreihe (Gruppe C) mit flachem Schraubenkopf. Bei allen Verbindungen handelte es sich um indexierte Innenkonus-Verbindungen: Gruppe A und B beinhalteten PW Plus® Implantate, in Gruppe C wurden Conelog® Implantate der Firma Camlog verwendet. Die Abutments wurden mit einem digitalen Drehmomentmesser entsprechend der Herstellervorgabe angezogen (Gruppe A und B mit jeweils 30 Ncm, Gruppe C mit 20 Ncm) und nach zehn Minuten nachgespannt. Weitere zehn Minuten nach dem zweiten Anziehen wurden die Losdrehmomente von fünf Prüfkörpern je Gruppe gemessen. Die anderen Prüfkörper wurden in einem 30° anguliertem Stahlhalter eingespannt und mit zyklischen Lasten versehen (1x10<sup>6</sup> Zyklen, 10 Hz, 250 N). Das Losdrehmoment vor und nach Belastung wurde mit folgender Formel als Vorspannkrafteffizienz festgehalten:

$$\text{Vorspannkrafteffizienz (\%)} = (\text{Losdrehmoment}/\text{Eindrehmoment}) \times 100$$

In allen drei Gruppen war die Vorspannkrafteffizienz nach den Dauerlasten signifikant gesunken, in Gruppe C jedoch mehr als in den Gruppen A und B. Obwohl eine Schraube mit konischem Schraubenkopf (Gruppe B) also der mit flachem Schraubenkopf (Gruppe C) überlegen war, erzielte der andere Schraubentyp mit flachem Schraubenkopf (Gruppe A) eine ähnlich gute Vorspannkrafteffizienz (kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe A und B). Zur Überlegenheit von konischen Schraubenköpfen lässt sich mit dieser Studie also keine Aussage treffen.

Verschiedene Arbeitsgruppen haben die Vorspannkraft von Schraubenverbindungen direkt mittels Dehnungsmessstreifen (DMS) gemessen.<sup>15,92,111,115</sup>

Die Arbeitsgruppe Tan und Nicholls<sup>15</sup> untersuchte die Vorspannkraft bei verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen mit Außensechskant. Außerdem wurden in der Studie neben Titanschrauben auch Goldschrauben verwendet. Zwei DMS der Dimension 1,02 x 1,27 mm wurden auf ein vorher plan gewalztes Areal eines Abutments geklebt, wobei die Kontaktstelle des Abutments zum Implantat unberührt blieb. Das Signal der DMS wurde mittels

Multimeter (HP 75000 VXI Multimeter; HP, Paolo Alto (CA), USA) und 8-Kanal Multiplexer (HP E1357 Strain FET; HP, Paolo Alto (CA), USA) über eine HPIB Bus-to-PC Schnittstelle auf einen PC übertragen, wo die ausgegebenen Werte von einem selbst geschriebenen Programm aufgezeichnet wurden. Jedes DMS-beklebte Abutment wurde vor der Durchführung der Versuche kalibriert: Ein modifiziertes Implantat, bei dem das Innengewinde entfernt worden ist, wurde auf einem Drehtisch fixiert. Die verschiedenen Abutments wurden nun nacheinander auf das Implantat gesetzt und mit einer bekannten vertikalen Last von 0 bis über 500 N versehen. Die Kalibrierung wurde drei Mal durchgeführt und die Ausgabe der beiden DMS zusammengefasst. Die so ermittelten Werte wurden gegen die angewandte Kraft in einer Kalibrierungskurve aufgetragen, die der Auswertung der DMS-Signale bei Durchführung der Versuche diente. Schlussendlich wurden zur Versuchsdurchführung die verschiedenen Schrauben mit einem elektronischen Drehmomentschlüssel angezogen und die Vorspannkraft in N gemessen.

Eine weitere Studie der gleichen Arbeitsgruppe verglich die erzielte Vorspannkraft von Drehmomentratschen mit elektronischen Drehmomentschlüsseln und dem manuellen Anziehen einer Schraube mit einem Schraubendreher.<sup>115</sup> Hierbei wurden drei DMS auf ein Testabutment in 120° Abstand geklebt. Die Signalübertragung war ähnlich der oben genannten Studie. Auch hier fand eine Kalibrierung des Abutments statt: Ein Goldzylinder wurde auf dem Testabutment platziert, eine Goldschraube mit einer Handratsche eingeschraubt und dann wieder zurückgedreht, damit keine Vorspannkraft entstehen konnte. Dann wurde der Goldzylinder mit Vertikalkräften zwischen 50 und 300 N belastet und das Signal der DMS aufgezeichnet. Über einen Messingjig war der Goldzylinder anschließend für die Versuchsdurchführung an exakt der gleichen Stelle auf dem Abutment repositionierbar.

Ein anderes, in der Literatur beschriebenes Messverfahren für die Vorspannkraft bedient sich Kraftsensoren, die fertig gekauft<sup>116,117</sup> oder selbst gebaut<sup>118</sup> werden können.

Doolabh et al.<sup>116</sup> maßen und verglichen die Vorspannkraft von Gold - und Titanschrauben. Sie verwendeten hierfür einen S-förmigen Kraftsensor

(Loadtech model number LT-400; Loadtech, Centurion, Südafrika). Er verfügte über eine zentrale, verstellbare Klemme zur Fixierung des Implantatkörpers, während auf einer horizontalen Platte über dem Kraftsensor das Abutment in einer Öffnung platziert werden konnte, in welches die Testschrauben eingedreht wurden. Die Vorspannkraft wurde digital in Kilogramm gemessen.

In einer anderen Studie untersuchten Tzenakis et al.<sup>117</sup> die Vorspannkraft beim mehrmaligen Anziehen von Prothetikschauben aus Gold sowie die Auswirkung einer Speichelkontamination in der Verbindung. Sie entwickelten hierzu einen Lastrahmen, bestehend aus einer unteren, mittleren und oberen Horizontalplatte, die über vertikale Pfeiler miteinander verbunden waren. Die obere und mittlere Platte sowie die dazugehörigen Pfeiler konnten mit Positionierungsdübeln höhenverstellt werden. In der Mitte der Konstruktion befand sich ein Kraftsensor der Firma Entram Devices (ELT TC 13-250; Entram Devices Inc., Fairfield (NJ), USA), der sowohl statische als auch dynamische Spannungs - und Stauchungskräfte entlang der vertikalen Kraftachse messen konnte. Der Belastungsbereich lag bei 250 N mit einer Überlastungsgrenze von 500 N. In der oberen Rahmenplatte wurde ein Goldzylinder platziert, der die Schraubenkopfaufgabe für die Prothetikschaube enthielt und mit einem Gewindestift fixiert. Bei dem verwendeten Testabutment wurde der obere Rand so weit abgeschliffen, dass es nicht mit der oberen Rahmenplatte in Verbindung und bei der Kraftmessung stören konnte. Das modifizierte Abutment wurde in ein Implantat eingeschraubt, das über ein Verbindungsstück aus Metall mit dem Kraftsensor in Verbindung stand. Die Testschrauben wurden nun insgesamt jeweils zehn Mal über den Goldzylinder in das Abutmentschraube eingeschraubt und die Werte für die Vorspannkraft in Newton gemessen.

Stüker et al.<sup>118</sup> untersuchten die Vorspannkraft und das Losdrehmoment von Goldschrauben (Conexão, São Paulo, Brasilien), Titan - (Conexão) und oberflächenbehandelten Titanschrauben (Ti-tite, Conexão). In ihrem Versuchsaufbau orientierten sie sich an dem von Tzenakis et al.<sup>117</sup> beschriebenen Kraftsensor: Im oberen Teil in der Mitte eines Rahmenkonstrukts befand sich ein zentraler Hohlraum, der zur Aufnahme der Implantatfixtur diente, während im unteren Anteil eine horizontale Platte mit vier darauf fixierten DMS verbaut war. Auf der oberen Platte des Rahmenkonstrukts wurden die Abutments in einer Öffnung platziert, sodass sie ohne Störung mit



der Implantatfixtur in Verbindung treten konnten. Das Implantat, der zentrale Hohlraum und die untere Platte mit den DMS bildeten ein Bauelement. Durch das Eindrehen der Abutmentschraube wurde das Bauelement durch die dabei entstehenden Kräfte gegen das Abutment gezogen und die untere Platte, an der die DMS befestigt waren, so deformiert. Die durch die Abutmentschrauben generierte Kraft wurde durch die DMS zuerst in Volt ausgegeben und dann in Newton umgewandelt.

In einer Studie von Zipprich et al.<sup>14</sup> wurde die Auswirkung von Anzugsdrehmoment, Schraubenkopfwinkel und Gewindegangzahl der Abutmentschrauben auf die erzielte Vorspannkraft untersucht. Dafür wurden Schrauben mit einem metrischen Gewinde und variierenden Gewindegängen (1 bis 7) produziert. Weiterhin wurden auch der Einfluss unterschiedlicher Schraubenkopfwinkel (30°, 60°, 90° und 120°) auf die Vorspannkraft untersucht. Die erzielte Vorspannkraft wurde in Relation zu den Anzugsdrehmomenten zwischen 15 und 35 Ncm gesetzt. Hierfür wurde von der Forschungsgruppe eine Messeinheit entwickelt, die den Messsensor zwischen Schraubenkopfauflage und Implantatanalog schaltet, um die Vorspannkraft direkt messen zu können. Zipprich et al. stellten fest, dass nur das Anzugsdrehmoment und der Schraubenkopfwinkel einen Einfluss auf die erzielte Vorspannkraft haben. Bei der Variation der Gewindeganganzahl konnte kein Einfluss auf die Vorspannkraft festgestellt werden.

## 2.6 Problemstellung

Die Schraubenvorspannkraft hat einen direkten Einfluss auf die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung (Kapitel 2.4.3). Es sollte daher ein hohes Augenmerk auf dem Erzielen einer angemessenen Vorspannkraft während der Abutmentmontage liegen, um Schraubenlockerungen zu vermeiden.

Die momentan auf dem Markt erhältlichen Abutmentschrauben haben meist einen flachen Schraubkopf, einen langen Schaft und ca. 5-6 Gewindegänge. Der verlängerte Schaft hilft, eine optimale Ausdehnung der Schraube zu erzielen, während kurze Gewindeflanken die Friktion zwischen Innen- und Außengewinde der Schraubenverbindung verringern sollen.<sup>44</sup>

Ein großer Teil des Anzugsdrehmoments geht bei der Überwindung der Friktion am Schraubkopfsitz und zwischen Innen- und Außengewinde verloren (Kapitel 2.4.3). Je weniger Gewindegänge eine Schraube hat, desto geringer müsste die Friktion sein und desto mehr Drehmoment sollte zum Erzeugen der Vorspannkraft zur Verfügung stehen. Piermatti et al.<sup>89</sup> vermuten, dass mehr als drei Gewindegänge überflüssig wären, da die ersten drei Gewindegänge die meiste Kraft in der Schraubenverbindung tragen. Daneben soll ein flacher Schraubkopf im Vergleich zu konischen Schraubköpfen die Friktion an der Schraubkopfaufgabe verringern.<sup>89</sup> Diese Annahmen sollen in der vorliegenden Studie überprüft werden.

Wenngleich ein optimales Design der Abutmentschraube bisher noch nicht gefunden wurde,<sup>116</sup> beschäftigen sich nur wenige Studien mit diesem Thema.<sup>114,89</sup>

Nur eine Studie der Arbeitsgruppe Zipprich et al. beschäftigte sich mit dem Einfluss verschiedener Schraubentypen auf die Vorspannkraft und kam zu dem Ergebnis, dass der Schraubkopfwinkel und das Anzugsdrehmoment einen Einfluss haben, die Anzahl der Gewindegänge jedoch nicht.<sup>14</sup>

Wie in Kapitel 2.3.4 beschrieben, werden momentan hauptsächlich einteilige Zirkoniumdioxidimplantate verwendet. Aus der Einteiligkeit ergeben sich jedoch einige Nachteile, was den Trend in Richtung zweiteiliger, verschraubter Lösungen auch im Bereich der Zirkoniumdioxidimplantate begründet. Die

Schraubentechnologie könnte die nächste große Herausforderung für keramische Implantate werden.<sup>77</sup>

Bisher existieren keine Studien, welche die Schraubenvorspannung von Schrauben unterschiedlicher Geometrie bei Zirkoniumdioxidimplantaten und -abutments untersuchen. Die vorliegende Arbeit soll helfen, diese Lücke zu schließen.

Schrauben mit Feingewinde kommen, wie in Kapitel 2.4.2 beschrieben, immer dann zur Anwendung, wenn hohe Ansprüche an die Tragfähigkeit gestellt werden.<sup>82</sup> Sie besitzen gegenüber Regelgewinden eine geringfügig überlegene Tragfähigkeit.<sup>84</sup> Es existieren bislang keine Studien, die den Einfluss der Gewindeart auf die Schraubenvorspannung bei Implantat-Abutment-Verbindungen untersuchen und Feingewinde mit Regelgewinden bei Abutmentschrauben vergleichen. Dies soll in dieser Studie ebenfalls erfolgen.

### **3 Material und Methode**

In der vorliegenden Studie wurde die Schraubenvorspannung der Implantat-Abutment-Verbindung (IAV) bei Zirkoniumdioxidabutments und -implantaten in Abhängigkeit des Schraubendesigns untersucht. Es bedarf dabei einer genauen Betrachtung aller an der Verbindung beteiligten Komponenten. Konkret handelt es sich dabei um ein Innengewinde in einem Zirkoniumdioxidimplantat und ein dem Innengewinde kongruentes Außengewinde auf einer Abutmentschraube aus Titan. Die Abutmentschraube besteht aus einem Außengewinde, einem Schaft und einem Schraubenkopf. Für unsere Untersuchung ebenfalls von Bedeutung ist die Schraubenkopfauflagefläche im Abutment.

Es wurden insgesamt fünf Arten von Schrauben produziert, um den Einfluss der Gewindegangzahl und des Schraubenkopfdesigns auf die Vorspannkraft zu überprüfen. Es handelte sich dabei um durchmesserreduzierte Schrauben mit Feingewinde (M1,4x0,2).

Die Schrauben unterschieden sich in der Anzahl ihrer Gewindegänge. Untersucht werden sollte, ob eine gesteigerte Gewindegangzahl und die dadurch größere Reibungsfläche zwischen Innen- und Außengewinde einen Einfluss auf die Vorspannkraft haben. Weiterhin wurden Schraubenkopfwinkel mit 30°, 60° und 90° untersucht, um deren Einfluss auf die erzielte Vorspannkraft zu ermitteln. Mit Hilfe eines computerunterstützten Messverfahrens wurde nach dem Anziehen der Schraube die Vorspannkraft gemessen.

### 3.1 Prüfkörper

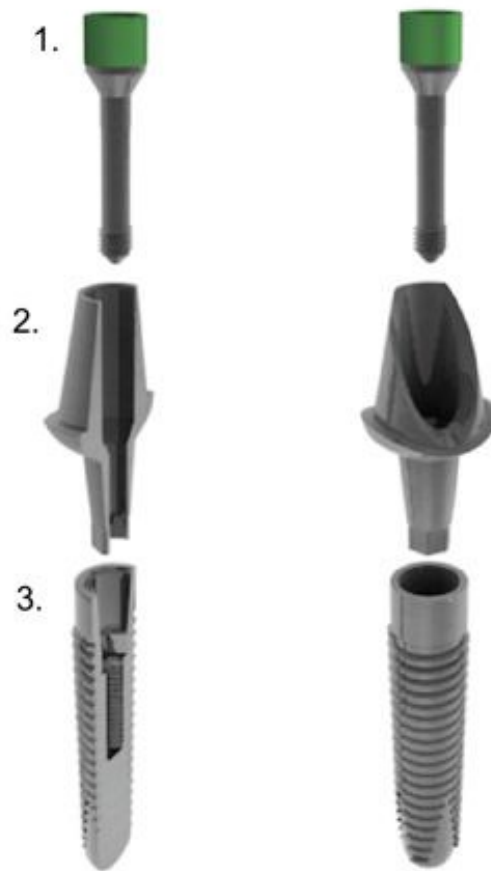


Abb. 7: Implantat-Abutment-Verbindung (IAV)

1. Abutmentschraube
2. Abutment
3. Implantat

Quelle: Arbeitsgruppe Zipprich, Pinz, Kaesmacher, Schlotmann

Abbildung 7 zeigt schematisch eine verschraubte IAV mit ihren drei Komponenten: Die Abutmentschraube (1.), das Abutment (2.) und ein Implantat (3.). Je nach System liegt die IAV in verschiedenen Verbindungsdesigns vor (Kap. 2.3.2). Exemplarisch ist hier ein konischer Verbindungstyp dargestellt, der die einzelnen Strukturelemente vor der Montage zeigt.

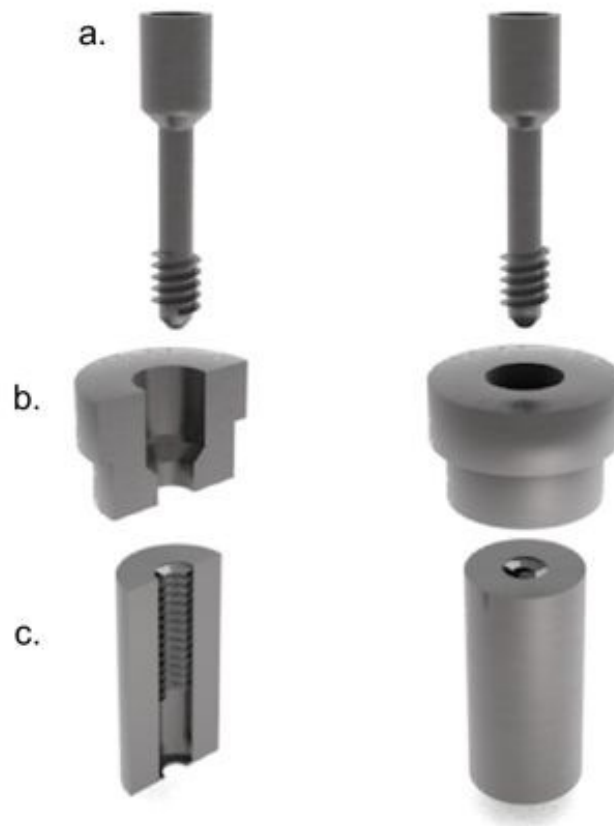


Abb. 8: Prüfkörper analog der IAV

a. Abutmentschraube

b. Schraubenkopfauflage

c. Gewindehülse

Quelle: Arbeitsgruppe Zipprich, Pinz, Kaesmacher, Schlotmann

Abbildung 8 soll verdeutlichen, welche Strukturelemente der IAV durch welche Prüfkörper simuliert werden. Zu sehen sind: Abutmentschraube (a.), Schraubenkopfauflage (b.) und Gewindehülse (c.). Als Implantatanalog dient eine Gewindehülse (c.), da in dieser in-vitro-Untersuchung ein Implantataußengewinde nicht benötigt wird. Zusätzlich muss die Gewindehülse bedingt durch den Versuchsaufbau in ein Spannfutter eingebracht werden können, was durch ein Außengewinde erschwert werden würde.

Zur Messung der Zugkraft an der Schraube wurde auf eine Kontaktstelle zwischen Implantatanalog (c.) und Abutmentanalog (b.) verzichtet, um lediglich

die Kontaktstelle zwischen Abutmentanalog (b.) und der Schraube (a.) an der Schraubenkopfauflage (b.) zu simulieren. Die Kontaktstelle zwischen Implantat und Abutment wurde durch den im Versuchsaufbau verwendeten Messsensor ersetzt (Kap. 3.5).

### 3.1.1 Gewindehülse

In Abbildung 9 ist die für den Versuch hergestellte Gewindehülse aus Zirkoniumdioxid von oben zu sehen. Das Gewinde der zylindrischen Hülse, das ein Implantatinnengewinde simuliert, ist im oberen Bereich erkennbar. Abbildung 10 zeigt die Gewindehülse von unten.



Abb. 9: Gewindehülse (von oben)



Abb. 10: Gewindehülse (von unten)

Das Innengewinde der Hülse ist ein metrisches Feingewinde mit einem Flankenwinkel von  $60^\circ$ . Das Gewindeprofil ist ein Spitzprofil. Die Gewindeganghöhe  $P$  beträgt  $0,2\text{ mm}$  und der Gewindenenddurchmesser  $1,4\text{ mm}$ . Nach DIN 13 T2 sind die Maße für den Nenndurchmesser  $D$ , den Kerndurchmesser  $d$  und die Steigung  $P$  genormt. Sie werden angegeben als  $M$  mit nachgesetztem Produkt aus Nenndurchmesser  $D$  x Steigung  $P$ . In diesem Fall lautet die Bezeichnung des Gewindes:  $M1,4 \times 0,2$ .

### 3.1.2 Abutmentschraube

In Abbildung 11 ist eine der im Versuch verwendeten Schrauben zu sehen. Sie besteht aus Schraubenkopf (1.), Schraubenschaft (2.) und Gewinde (3.). Analog zur verwendeten Gewindehülse wurden die Gewinde der Schrauben mit den Kennmaßen  $M1,4 \times 0,2$  hergestellt.



Abb. 11: Im Versuch verwendete Abutmentschraube (Übersicht)

1. Schraubenkopf
2. Schraubenschaft
3. Schraubengewinde

Es wurden Schrauben mit Gewindegangzahlen von zwei, vier und sechs Gewindegängen produziert, ebenso wurde der Schraubenkopfwinkel zwischen  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  und  $90^\circ$  variiert, um den Einfluss dieser Parameter auf die Vorspannkraft zu untersuchen.

Je mehr Gewindegänge vorhanden sind, desto größer ist die Kontaktfläche im Gewindebereich, was Auswirkungen auf die Haft- und Gleitreibung zwischen Innen- und Außengewinde und somit auch auf die Vorspannkraft haben kann (Kap. 2.4.3). Auch der Schraubenkopfwinkel kann einen Einfluss auf die Vorspannkraft nehmen: Die Reibung in der Schraubenkopfauflage variiert durch den Konuswinkel und die konische Klemmkraft. Aus diesem Grund wurden Schraubenkopfwinkel von  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  und  $90^\circ$  untersucht.

Die Abbildungen 12, 13 und 14 zeigen die Gewinde der verwendeten Schrauben mit zwei, vier und sechs Gewindegängen im Detail. Zu Beachten ist hierbei, dass ein Gewindegang nur in seinem vollen Umlauf um den Schraubenschaft in einen kraftschlüssigen Kontakt zum Innengewinde treten kann. In unserer Produktion befinden sich vor den vollen Gewindegängen ein- und auslaufende Fasen, die nicht zu den tragfähigen Bereichen zählen. Um ihren Kontakt mit dem Innengewinde zu verhindern, wurden diese Ein- und



Auslaufstellen mit einem Flankenwinkel von  $45^\circ$  statt den  $60^\circ$  des tragenden Gewindes produziert.

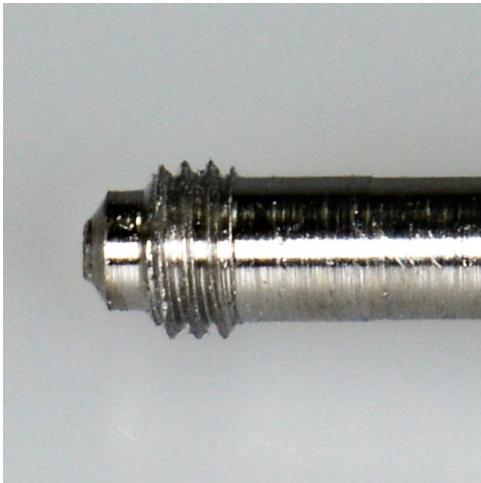


Abb. 12: zwei Gewindegänge



Abb. 13: vier Gewindegänge



Abb. 14: sechs Gewindegänge

In Abbildung 15 ist zu sehen, wie der Schraubenkopfwinkel (screw-head-angle = SHA) aus der Verlängerung der Schraubenflanken entsteht. Hier ist ein Schraubenkopfwinkel von  $90^\circ$  zu sehen. Die Abbildungen 16 und 17 zeigen einen Schraubenkopfwinkel von  $60^\circ$  und  $30^\circ$ .

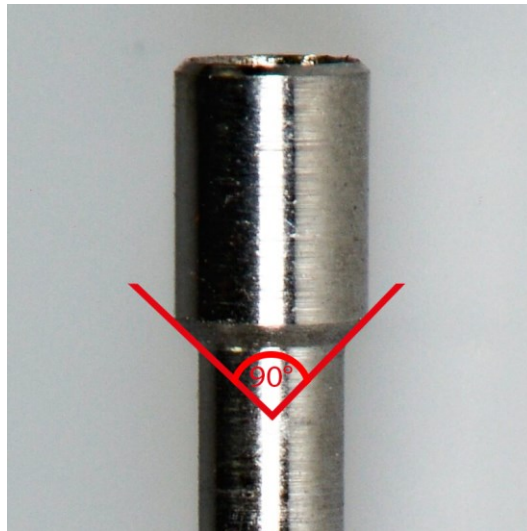


Abb. 15: Schraubenkopfwinkel 90°



Abb.16: Schraubenkopfwinkel 30°



Abb. 17: Schraubenkopfwinkel 60°

### 3.1.3 Schraubenkopfauflage

Die Schraubenkopfauflage dient als Abutment-Analog und simuliert den Sitz der Schraube im Abutment. Die Öffnung für die Schraube ist in Abbildung 18 zu sehen. Im unteren Bereich besitzt die Schraubenkopfauflage eine Anpassung an den Versuchsaufbau.



Abb. 18: Schraubkopfauflage

Abbildung 19 zeigt im Schnittbild eines Modells der Schraubkopfauflage den Aufgewinkel als Kegelsenkung. Analog zum Schraubkopfwinkel ergibt sich die Kegelsenkung aus einer Flankenverlängerung der Auflagefläche. In der Darstellung wird ein Aufgewinkel von  $90^\circ$  gezeigt.

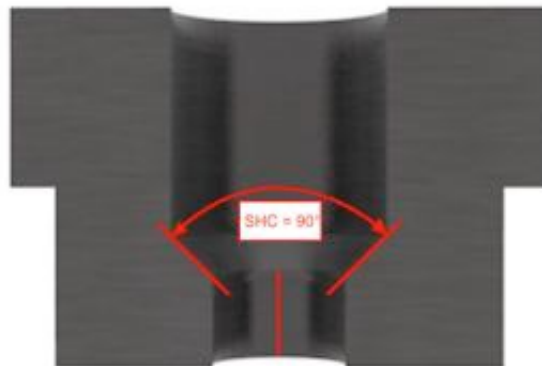


Abb. 19: Schraubkopfauflage bei  $90^\circ$  (Längsschnitt)

Quelle: Arbeitsgruppe Zipprich, Pinz, Kaesmacher, Schlotmann

### 3.2 Produktion

Die in diesem Versuch verwendeten Schrauben wurden im Drehverfahren aus Titan Grade 5 selbst hergestellt (EmcoTurn 120, EmcoTronic TM 02, EMCO Maier GmbH, Hallaich-Taxach, Österreich). In Tabelle 1 sind die Anzahl und die variierenden Parameter der produzierten Schrauben dargestellt. Mit einem

Schraubenkopfwinkel von 90° wurden Schrauben mit zwei, vier und sechs Gewindegängen hergestellt. Die Abbildungen 20-22 zeigen die jeweiligen Schrauben. Zusätzlich wurden mit vier Gewindegängen auch Schrauben mit einem Schraubenkopfwinkel von 30° und 60° untersucht, die in den Abbildungen 23 und 24 zu sehen sind.

Gewindegangzahl (GG)	SHA 30°	SHA 60°	SHA 90°
2			10
4	10	10	10
6			10

Tabelle 1: Übersicht Anzahl produzierte Schrauben



Abb. 20: Schraube SHA 90°, 2 GG



Abb. 21: Schraube SHA 90°, 4 GG



Abb. 22: Schraube SHA 90°, 6 GG



Abb. 23: Schraube SHA 30°, 4 GG



Abb. 24: Schraube SHA 60°, 4 GG

Die Abbildungen 9 und 10 zeigen die in dieser Studie als Implantatanalog verwendeten Gewindehülsen aus Zirkoniumdioxid. Sie wurden wie die in Abbildung 18 dargestellte Schraubenkopfauflage extern gefertigt und eingekauft (Firma Microceram, Meißen, Deutschland).

### **3.3 Reinigung der Schrauben**

Vor der Versuchsdurchführung wurden die Schrauben gesäubert, um Rückstände von Kühlflüssigkeit und Späne aus dem Produktionsprozess sowie weitere Verunreinigungen zu beseitigen. Zuerst wurden die Schrauben mit Ethanol entfettet, dann in ein Ultraschallbad gelegt und schließlich mit einem Dampfstrahlgerät endgereinigt.

### **3.4 Toleranzen und Fertigungskontrolle der Schrauben und der Gewindehülsen**

Die Schrauben und Gewindehülsen wurden gemäß der metrischen ISO-Gewinde DIN 13 gefertigt. Hierbei wurden die Schrauben mit der Toleranz 4h und die Gewindehülsen mit der Toleranz 4H gefertigt.

Die Präzision der Schrauben wurde mit Hilfe zweier Gewindelehrringe überprüft. Zunächst wurde jede Schraube in den Gut-Grenzlehrring eingedreht.

Dies ist nur möglich, wenn sie nicht mit einem Übermaß produziert wurden. Hierbei wurde die obere Toleranzgrenze geprüft. Anschließend wurde die untere Toleranzgrenze der Schrauben mit dem Ausschuss-Lehrring geprüft. In diesen dürfen die Schrauben nicht eindrehbar sein. Wenn die Schrauben in diesen eindrehbar waren, wurden sie als zu klein produziert verworfen.

Ähnlich wurde mit der Fertigungskontrolle der Gewindehülsen verfahren. Hierbei kamen entsprechende Grenzlehrdorne zur Anwendung, mit denen die Toleranzgrenzen der Innengewinde überprüft wurden. Wenn der Gut-Gewindelehndorn in die Gewindehülse eindrehbar war, wies das Innengewinde kein Untermaß auf. Der Ausschuss-Lehndorn darf bei einem innerhalb der Toleranzen gefertigten Innengewinde nicht in dieses eindrehbar sein. Sollte der Ausschuss-Gewindelehndorn eindrehbar sein, wurde das Innengewinde mit einem Übermaß gefertigt und für die Versuche nicht verwendet.

### **3.5 Messaufbau**

In diesem Versuchsaufbau bilden verschiedene Komponenten eine funktionelle Einheit. Diese Einheit ist ein Gerüstzylinder, in dem die Komponenten untergebracht sind. Abbildung 25 zeigt den Gerüstzylinder und die Halterung für die Schraubenkopfauflage.

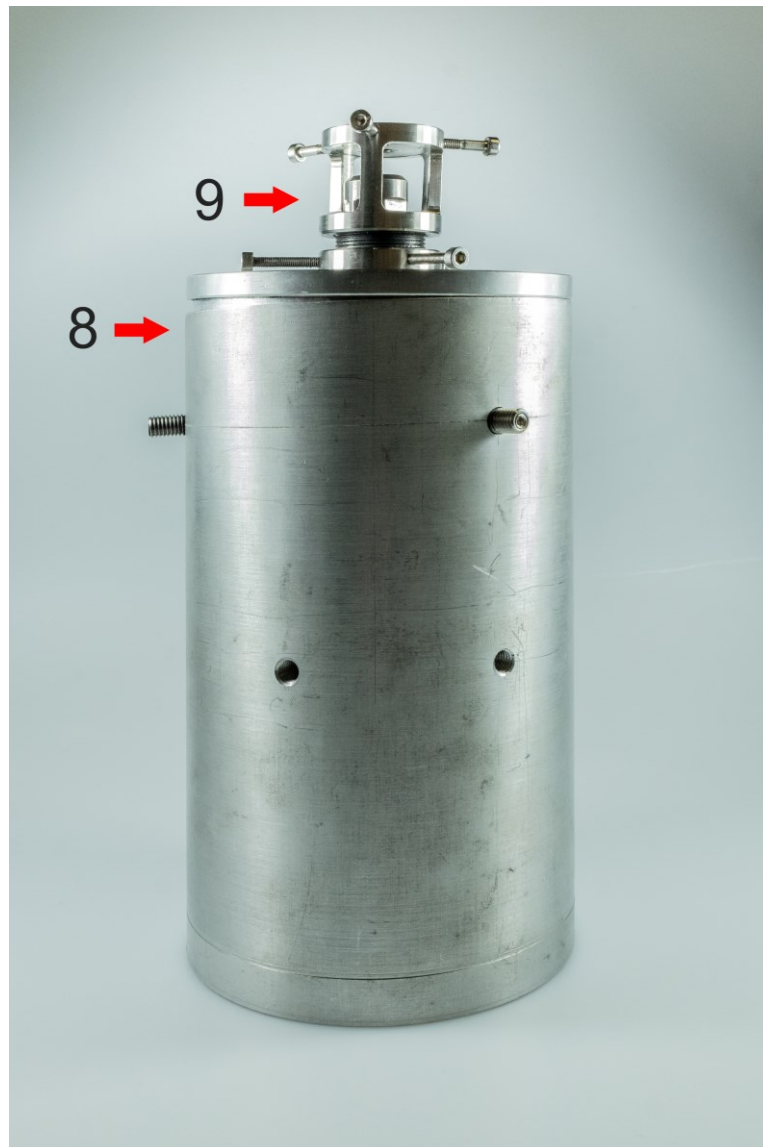


Abb. 25: Übersicht Messeinheit

8 Gerüstzylinder

9 Halterung Schraubkopfauflage

Ziel ist es, dort die Vorspannkraft zu messen. Dafür muss der Sensor zwischen beide Komponenten geschaltet werden, was aus konstruktionstechnischen Gründen aber nicht umsetzbar ist. Um eine Messung trotzdem zu ermöglichen, ist der Sensor unterhalb der Gewindehülse platziert und über das Aluminiumgehäuse mit der Schraubkopfauflage verbunden. Der Gehäusezylinder und die Schraubkopfauflage bilden somit einen statischen Rahmen, in welchem die Halterung der Schraubkopfauflage mit der Abdeckplatte des Gehäusezylinders verbunden ist.

Abbildung 26 skizziert die Funktionsweise der Messeinheit. Links im Bild ist eine Übersicht zu sehen (a), rechts eine Detailansicht der Halterung für die Schraubkopfauflage (b). Wie in Abbildung 26 a zu sehen ist, besteht die Messeinheit aus einem Gerüstzylinder (8), der den Sensor beinhaltet (6), welcher über ein Kardangelenk (7) mit dem Boden des Gerüstzylinders (8) verbunden ist. An seinem oberen Ende steht der Sensor (6) mit dem Spannfutter (5) für die Gewindehülsen in Verbindung. Abbildung 26 b zeigt, dass der Kontaktbereich zwischen dem Abutment und dem Implantat einer Implantat-Abutment-Verbindung nicht vorhanden ist. Das durch die Schraubkopfauflage simulierte Abutment steht mit dem durch die Gewindehülse simulierten Implantat ausschließlich über die Schraube (4') und den Gerüstzylinder (8) in Verbindung.

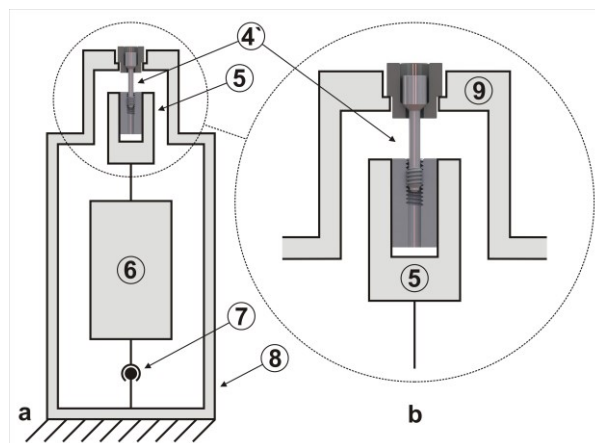


Abb. 26: Messeinheit (Funktionsskizze)<sup>14</sup>

- 4 simulierte Implantat-Abutment-Verbindung
- 5 Spannfutter der Gewindehülse
- 6 Sensor
- 7 Kardangelenk
- 8 Gerüstzylinder
- 9 Haltervorrichtung der Schraubkopfauflage

In Abbildung 27 ist das Spannfutter (5) zu sehen, in dem die Gewindehülse eingespannt wird. Es befindet sich, wie in Abbildung 26 b schematisch dargestellt, unterhalb der Halterung der Schraubkopfauflage (9), steht mit ihr aber nicht im mechanischen Kontakt.



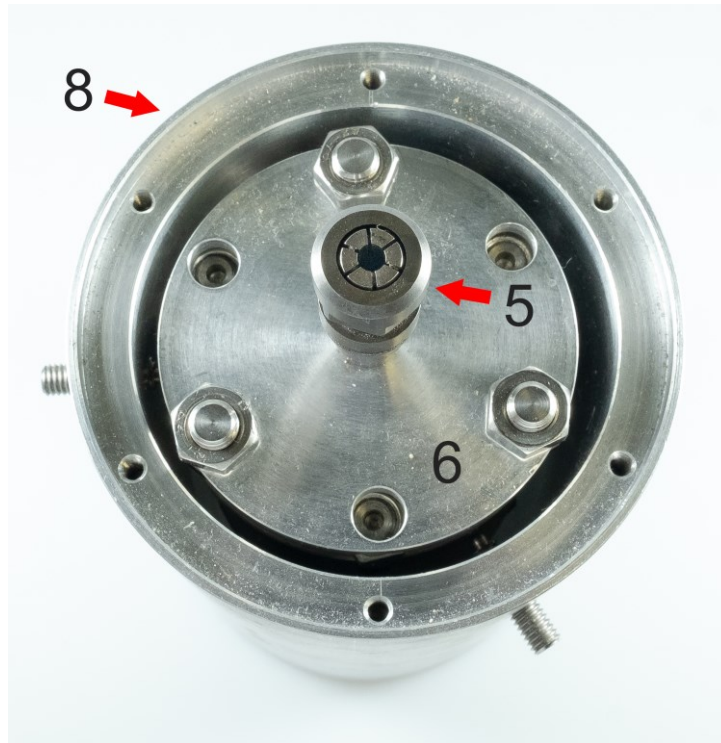


Abb. 27: Das Spannfutter in der Detailansicht

5 Spannfutter

6 Sensor

8 Gerüstzylinder

Der Sensor (6) und das Spannfutter (5) sind im Gerüstzylinder um den Drehpunkt im Kardangelnk (7) in zwei Ebenen beweglich. Damit die beiden Komponenten mittig gehalten werden, befinden sich drei Gewindestifte mit Kugelkopf in der Wand des Gerüstzylinders, die triangulär die Messeinheit axial stabilisieren und ausrichten. Um eine Restbeweglichkeit des Sensors und Spannfutters zuzulassen, sind die Gewindestifte als Druckelemente ausgeführt. Somit können die Schraubenkopfauflage und die sich im Spannfutter befindende Gewindehülse bei aufgesetzter Abdeckplatte übereinander zentriert und gegebenenfalls gegeneinander ausgerichtet werden. Abbildung 28 zeigt eine der Stellschrauben in der Gerüstzylinderwand, während Abbildung 29 eine Übersicht bietet.



Abb. 28: Stellschraube und Gerüstzylinderwand

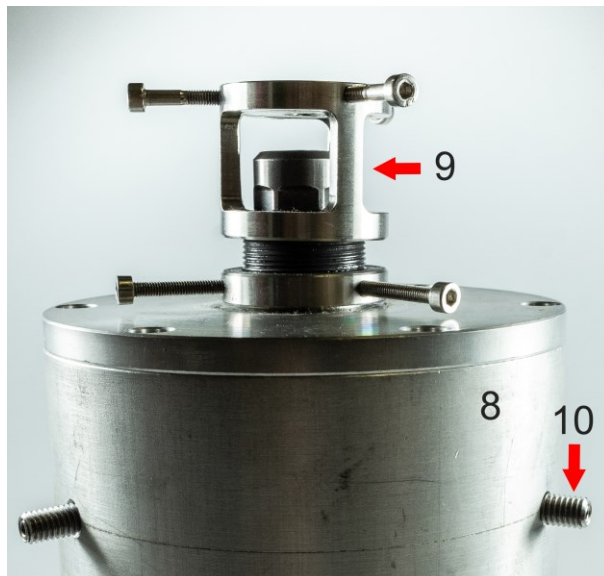


Abb. 29: Gerüstzylinder (8) mit Abdeckplatte,  
Halterung der Schraubenkopfauflage (9) und Stellschrauben (10)

Das korrekt ausgerichtete Spannfutter befindet sich mittig unter der Halterung der Schraubenkopfauflage, wie in Abbildung 30 zu sehen ist. In Abbildung 31 ist das Spannfutter in Bezug auf die Halterung für die Schraubenkopfauflage versetzt. Das Kardangelen ist dazu in der Lage, einen horizontalen Versatz zwischen den Komponenten auszugleichen. Ein statischer Sensor, der nicht über ein Gelenk am Gerüstzylinder verankert ist, würde stattdessen ein Biegemoment in den Gewindeelementen hervorrufen, was eine stark erhöhte Reibung mit reduzierter Vorspannung zur Folge haben könnte (Kap. 5.1.4).



Abb. 30: Spannfutter in zentraler Ausrichtung unter der Schraubenkopfaufnahmehalterung

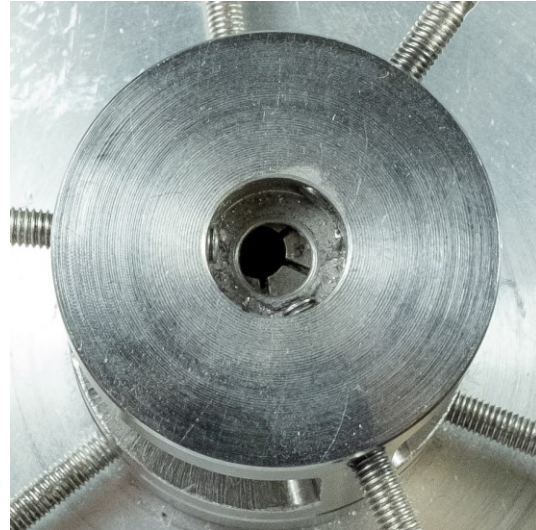


Abb. 31 Spannfutter horizontal versetzt

Die Verbindung zwischen Implantat und Abutment wurde in dem hier gezeigten Versuchsaufbau unterbrochen. Um die Vorspannkraft direkt an der Implantat-Abutment-Verbindung messen zu können, müsste an diese Stelle ein Kraft- und Drehmomentsensor gesetzt werden. Es sind jedoch keine Mehrkomponentensensoren in diesen Abmessungen erhältlich, weswegen der Messaufbau so wie in der Funktionsskizze (Abb. 26) gezeigt konstruiert wurde. Die in Abbildung 26 dargestellten Komponenten 4 bis 9 ersetzen als Einheit die Kontaktstelle zwischen Implantat und Abutment.

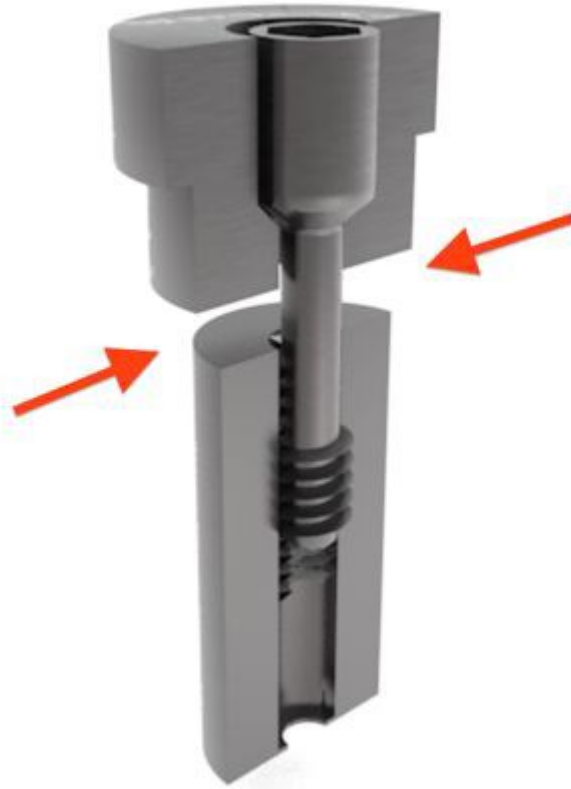


Abb. 32: Prüfkörper mit Zwischenschaltung der Messeinheit  
Quelle: Arbeitsgruppe Zipprich, Pinz, Kaesmacher, Schlotmann

In Abbildung 32 ist ein Längsschnitt durch die verwendeten Prüfkörper in ihrer Position im Versuchsaufbau zu sehen. Dabei weisen die Pfeile auf einen kontaktfreien Bereich zwischen Schraubkopfauflage und Gewindehülse, der für die Messung unabdingbar ist. Der Sensor kann nur in dieser Ausrichtung der Prüfkörper verwertbare Messdaten erheben: Wie in Abbildung 26 gezeigt, ist die Haltevorrichtung der Schraubkopfauflage (9) mit der Abdeckplatte und dem Gerüstzylinder (8) verbunden. Beim Eindrehen der Schraube wird eine Zugkraft auf die im Spannfutter (5) eingespannte Gewindehülse ausgeübt und somit auch auf den Sensor (6), der am unteren Ende des Spannfutters befestigt ist. Wären Schraubkopfauflage und Gewindehülse in Kontakt, würde die beim Anziehen der Schrauben ausgeübte Kraft an dieser Stelle aufgenommen und könnte nicht vom Sensor erfasst werden.

### 3.5.1 Der Sensor

Sensoren messen Kräfte und Drehmomente über die Formänderung eines Verformungskörpers. Dem zugrunde liegt das Hook'sche Gesetz, das besagt, dass in einer Beanspruchungsphase Spannung und Verformung proportional zueinander sind.<sup>104</sup> Die Verformung des Körpers wird über Dehnungsmessstreifen (DMS) erfasst.

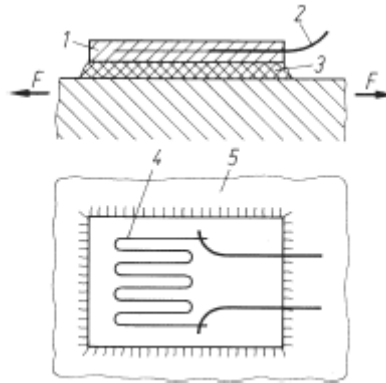


Abb. 33: DMS<sup>104</sup>

- 1 Trägerfolie, 2 Anschlussdraht,
- 3 Kleber, 4 Messdraht, 5 Bauteil

Abbildung 33 zeigt die Funktionsskizze eines DMS: Bei einem DMS handelt es sich um eine Trägerfolie, auf der ein dünner Widerstandsdraht aufgebracht ist. Der Draht ist auf der Trägerfolie schlingenförmig angeordnet und mit elektrischen Anschlüssen versehen. DMS werden auf einen Verformungskörper oder ein anderes Bauteil geklebt und registrieren dessen Dehnung bei Belastung. Dabei ändert sich die Länge und der Querschnitt des DMS und somit der elektrische Widerstand des Drahtes. So kann auf die Dehnung des Verformungskörpers geschlossen werden.<sup>119</sup> Über die elastische Verformung des uns bekannten Verformungskörpers kann also mit Hilfe des Hook'schen Gesetzes auf die/das erbrachte Kraft/Drehmoment geschlossen werden.

In diesem Versuch wurde ein Mehrkomponentenaufnehmer der Firma Lorenz Messtechnik GmbH (Alfdorf, Deutschland) verwendet. Er trägt die Bezeichnung M-2396. Der Messbereich liegt bei 2 Nm und 0,5kN.

Der Sensor führt Kraft- und Drehmomentmessungen durch. Der die Kraft aufnehmende Verformungskörper ist aus Edelstahl gefertigt. Über einen auf

dem Verformungskörper befestigten DMS und eine Vollbrückenschaltung wird dessen Dehnung in ein elektrisches Signal übersetzt. Für die Messung des Drehmoments wird die Dehnung des Edelstahlkörpers über eine Torsionsstrecke abgeleitet. Die Messwerte für die Vorspannkraft werden über einen Messverstärker (DMS-Sensor-Interface SI, Lorenz Messtechnik GmbH, Alfdorf, Deutschland) an den Analog-Digitalwandler (DAQCARD-6062E, National Instruments, Austin (TX), USA) übertragen.

### 3.5.2 Drehmomentschlüssel

Zum Anziehen der Schraubenverbindung wurden vier Drehmomentschlüssel der Firma Camlog (Wimsheim, Deutschland) und der Firma Biodent Swiss AG (Berneck, Schweiz) benutzt. Bei diesen Ratschen lässt sich das Drehmoment manuell einstellen. Die Drehmomentmarkierungen auf dem Schlüssel befinden sich bei 20, 35, 50 und 70 Ncm. Das gewünschte Drehmoment lässt sich am Schaft einstellen. Abbildung 34 zeigt einen Drehmomentschlüssel in der Übersicht.



Abb. 34: Drehmomentschlüssel

In Abbildung 35 wurde ein Drehmoment von 20 Ncm eingestellt. Wird der Drehmomentschlüssel nun jedoch benutzt und dabei das angewandte Drehmoment gemessen, fällt auf, dass die Drehmomentangabe am Schaft nicht genau mit dem tatsächlichen Wert übereinstimmt. Aus diesem Grund müssen die im Versuch untersuchten Anzugsdrehmomente (15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm, 30 Ncm) mittels elektrischer Kalibrierung bestimmt und für jeweils einen Drehmomentschlüssel festgelegt werden. So wird eine genaue Ausgabe des

Drehmoments bei der Versuchsdurchführung gewährleistet. Da durch manuelles Drehen am Drehmomentregler auch Werte zwischen den Markierungen einstellbar sind, ist der für diesen Versuch gewollte Drehmomentbereich zwischen 15 Ncm und 30 Ncm von den verwendeten Ratschen abrufbar.



Abb. 35: Drehmomenteinstellung am Schaft des Drehmomentschlüssels

Der Drehmomentschlüssel kann zum Ein- und Ausdrehen der Schrauben verwendet werden, indem man ihn um 180° dreht und so das angewandte Drehmoment umkehrt. Die jeweilige Richtung wird auf dem Kopf mit "IN" (Abb. 36) zum Eindrehen und "OUT" (Abb. 37) zu Ausdrehen gekennzeichnet.



Abb. 36: Eindrehen der Schraube



Abb. 37: Ausdrehen der Schraube



Für den Drehmomentschlüssel können verschiedene Aufsätze verwendet werden. Zum Eindrehen der Schrauben bei der Versuchsdurchführung kam ein Sechskant (Abb. 38) zur Anwendung, während die Kalibrierung der Drehmomentschlüssel mit einem Torx-Aufsatz (Abb. 39) erfolgte.



Abb. 38: Sechskant-Aufsatz

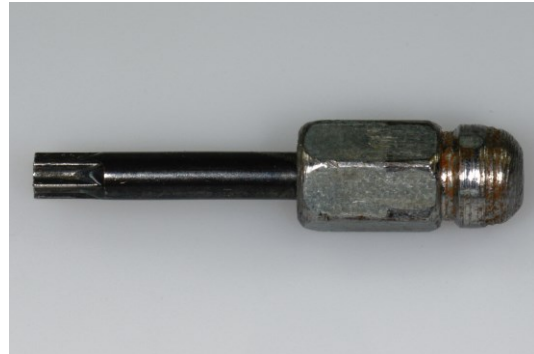


Abb. 39: Torx-Aufsatz

### 3.5.3 Kalibrierung der Drehmomentschlüssel

Wie oben bereits erwähnt, besteht eine Diskrepanz zwischen dem am Drehmomentschlüssel einstellbarem und dem tatsächlich erzielten Wert für das angewandte Drehmoment. Um aber einheitliche Messwerte erheben zu können, ist es von besonderer Wichtigkeit, beim Anziehvorgang ein exaktes Drehmoment zu erhalten. Um Ungenauigkeiten durch die Einstellung an den Drehmomentschlüsseln zu umgehen, wurden die Werkzeuge vor jeder Anwendung elektrisch kalibriert. So konnten für jeden Anzugszyklus nahezu identische Werte für das Drehmoment erzielt werden. Dadurch wurde eine weitere Fehlerquelle, nämlich das manuelle Verstellen beim Anziehen der Schraubenverbindung, eliminiert.



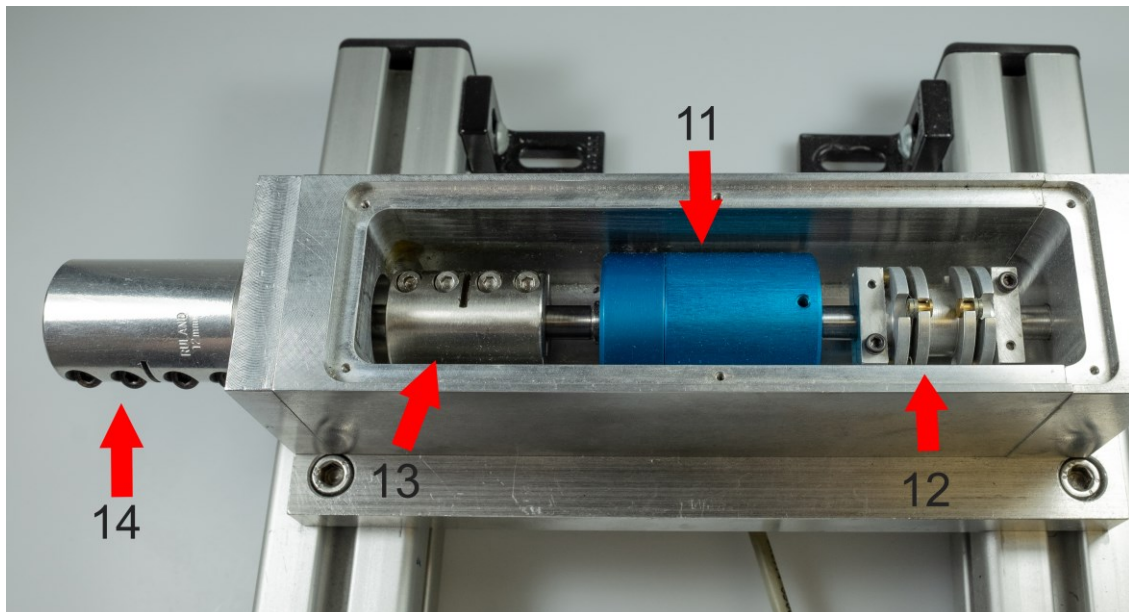


Abb. 40: elektrischer Drehmomentkalibrierer

- 11 Drehmomentsensor
- 12 Lamellenkupplung
- 13 Kugellager
- 14 Torx-Ansatz

In Abbildung 40 ist eine Übersicht über den Aufbau des Drehmomentkalibrierers zu sehen. Verwendet wurde ein Dehnungsmesssensor vom Typ D-2452 der Firma Lorenz Messtechnik GmbH (Alfdorf, Deutschland) (11). Es handelt sich hierbei um einen statischen Drehmomentsensor, der in einem Rahmenkonstrukt aufgehängt ist, um ihn während der Kalibrierung vor axialen und extraaxialen Kräften oder Biegemomenten zu schützen. Übertragen werden soll lediglich das Drehmoment.

Der Drehmomentsensor (11) ist über eine Lamellenkupplung (12) an einem Ende (rechts im Bild, Abb. 40) fest im Rahmen fixiert. Am anderen Ende (links im Bild, Abb. 40) steht er über zwei Kugellager (13) mit einem Torx-Ansatz (14) in Verbindung, an dem der Drehmomentschlüssel angewendet werden kann. Abbildung 41 zeigt den Torx-Ansatz (14) in einer Detailaufnahme.

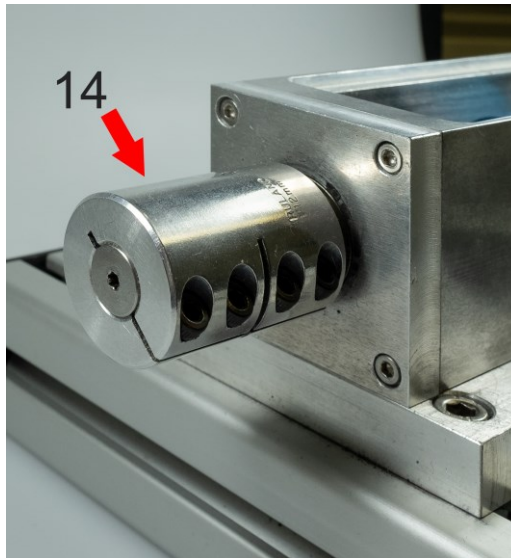


Abb. 41: Torx-Ansatz (14) des Drehmomentkalibrieres

Zur Abnahme der Werte für das Drehmoment wurde der Sensor an einen Messverstärker (DMS-Sensor-Interface LCV; Lorenz Messtechnik, Alfdorf, Deutschland) angeschlossen, der mit einem Anschlussboard (BNC- "2110" National Instruments, Austin (TX), USA) verknüpft ist. Das analoge Signal wurde von dort über einen Analog-/Digitalwandler (DAQCard-6062E, National Instruments, Austin (TX), USA) digitalisiert und auf den PC übertragen. Das Drehmoment war nun als Zahl auf dem Computermonitor ablesbar und im Verlauf als Diagramm dargestellt.

Zur Drehmomentschlüsselkalibrierung wurde der Torx-Aufsatz für den Drehmomentschlüssel verwendet. Er wurde in den Torx-Ansatz (Abbildung 41) gesteckt. Anschließend wurde der Kopf des Drehmomentschlüssels auf den Torx-Aufsatz gebracht. Dann wurde der Drehmomentschlüssel im Uhrzeigersinn um den Torx-Ansatz des Drehmomentkalibrieres bewegt, um das am Drehmomentschlüssel eingestellte Drehmoment messen zu können. Die Ratsche war kalibriert, wenn das gewünschte Drehmoment abgelesen werden konnte. War der angezeigte Wert zu hoch, wurde das Drehmoment manuell an der Drehmomenteinstellung am Griffende der Ratsche korrigiert, ebenso wenn der Wert zu niedrig war.

Eine Auffälligkeit in der Kalibrierung ergab sich in der Abhängigkeit des Drehmoments von der Geschwindigkeit der Anwendung des

Drehmomentschlüssels. Aus diesem Grund muss die Ratsche mit einer gleichmäßigen und im späteren Versuch auch reproduzierbaren Geschwindigkeit zur Anwendung kommen (Kap. 5.1.3).

### **3.6 Versuchsablauf**

Der im folgenden beschriebene Versuch untersuchte jeweils zehn Schrauben einer Parameterkombination. Er wurde repetitiv durchgeführt: Nacheinander wurden die Schrauben angezogen und die dabei ermittelten Messwerte vom Computer gespeichert. Nach jedem Anziehen einer Schraube wurde der Drehmomentschlüssel wie in Kapitel 3.5.3 beschrieben erneut kalibriert.

Die Versuchsdurchführung erfolgte in zwei Phasen. Die Ermittlung der Messwerte ist einer Vorbereitungsphase nachgeschaltet, die zuerst beschrieben wird.

Die Abbildungen 42 und 51 zeigen den Ablauf der beiden Versuchsphasen als Flussdiagramm. Im Diagramm von Abbildung 42 ist die Vorbereitungsphase des Experiments dargestellt.

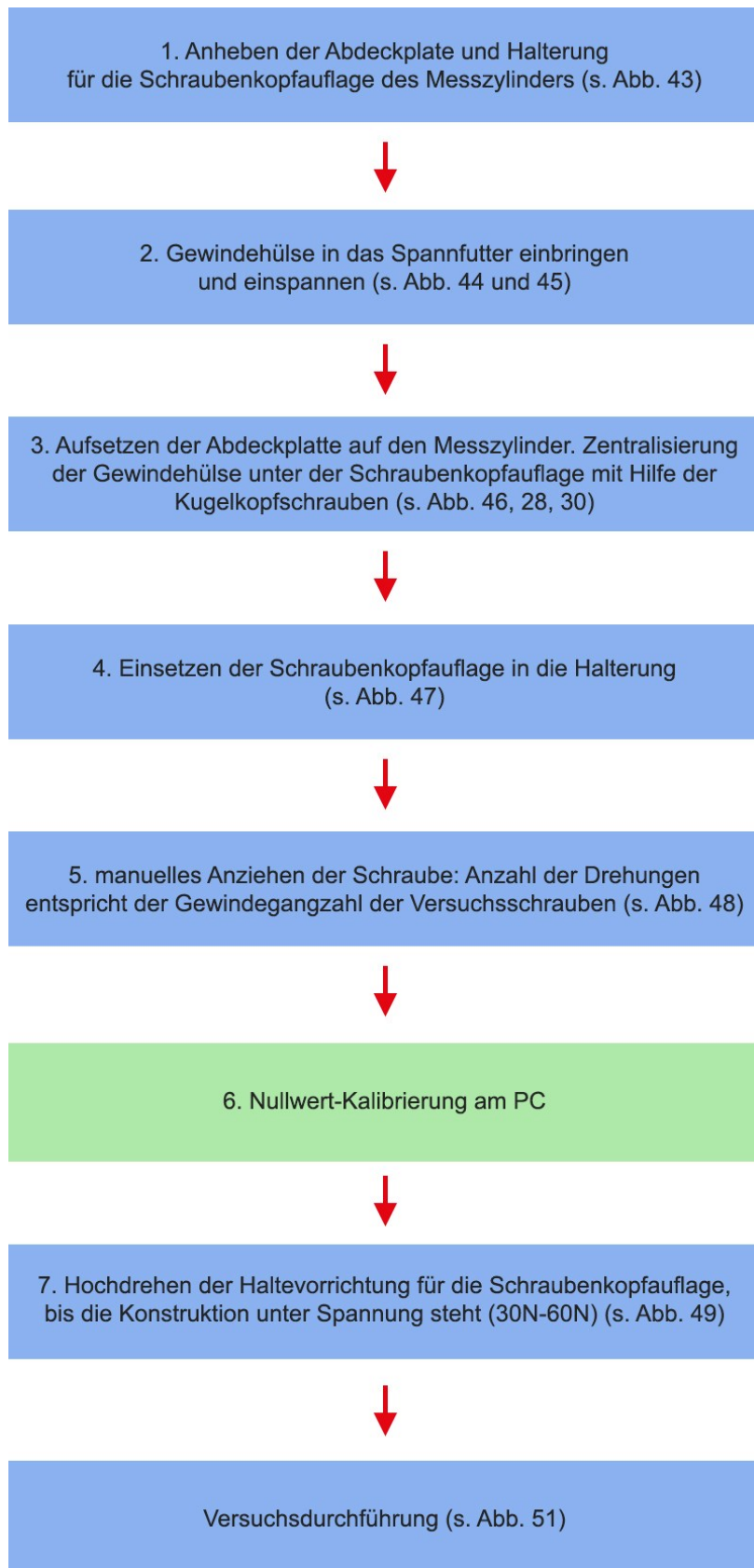


Abb.42: Flussdiagramm: Versuchsvorbereitung

Im Folgenden sind die einzelnen Schritte der Versuchsvorbereitung genauer beschrieben.

Zuerst muss die Halterung für die Schraubenkopfauflage abgenommen werden, um an das Spannfutter für die Gewindehülse heranzukommen (Abb. 43). Nun wird die Gewindehülse platziert: Sie wird dazu mit einer Kunststoffpinzette gefasst und in das Spannfutter eingelegt (Abb. 44). Dabei muss die Hülse bündig mit der Oberkante des Spannfutters abschließen.



Abb. 43: Anheben der Abdeckplatte



Abb. 44: Einbringen der Gewindehülse

Das Spannfutter wird angezogen (Abb. 45) und die Deckplatte auf den Messzylinder aufgesetzt (Abb. 46). Nun muss die Gewindehülse wie in Abbildung 30 gezeigt mittels der in Kapitel 3.5 beschriebenen Kugelkopfschrauben in eine zentrierte Position unter der Halterung für die Schraubenkopfauflage gebracht werden.



Abb. 45: Anziehen des Spannfutters



Abb. 46: Aufsetzen der Abdeckplatte



Nachdem das Spannfutter zentralisiert ist, wird die Schraubenkopfauflage in ihre Halterung gesetzt (Abb. 47). Anschließend werden die Prüfkörper durch die im jeweiligen Zyklus untersuchte Schraube komplettiert. Sie wird dazu mit einem Sechskantschlüssel manuell eingedreht (Abb. 48). Dies geschieht so, dass vor dem Anziehen mit der Drehmomentratsche in der Versuchsdurchführung alle Schraubengewinde mit dem Innengewinde der Hülse in Kontakt stehen. Um das zu gewährleisten, wurde auf dem Kopf des Sechskantschlüssels eine Markierung angebracht, durch welche die Umdrehungen der Schraube beim Einschrauben gezählt werden können.



Abb. 47: Einsetzen der Schraubenkopfauflage



Abb. 48: Manuelles Anziehen der Schraube



Abb. 49: Hochdrehen der Haltevorrichtung

Nun erfolgte die Nullwert-Kalibrierung, um einen klar definierten Ausgangswert für die Messungen zu erhalten. Anschließend wurde die Haltevorrichtung der Schraubenkopfaufgabe gegen den Uhrzeigersinn nach oben gedreht (Abb. 49), um eine Vorspannung von 30N – 60N zu erzeugen. Hintergrund ist, dass die Gewindehülsen mindestens 12 Gewindegänge beinhalten. Ohne eine Vorspannung würde man Gefahr laufen, dass die Schrauben beim Anziehen an das Ende des Gewindes in der Gewindehülse anstoßen. Dann würde folglich



das aufgebrachte Drehmoment nicht mehr in das Gewinde und eine Schraubenvorspannung umgewandelt, sondern rein den Schraubenschaft belasten.

Nach Abschluss der Vorbereitungsphase erfolgte die eigentliche Versuchsdurchführung. Die vorbereitete Schraube wurde mittels kalibrierter Drehmomentratschen in vier Stufen angezogen (Abb. 50). Vor jedem Anziehen wurde die jeweils verwendete Drehmomentratsche, wie in Kapitel 3.5.3 beschrieben, auf den gewünschten Wert kalibriert.



Abb. 50: Anziehen der Versuchsschraube

Die erste Ratsche wurde also auf 15 Ncm kalibriert und die Schraube angezogen, bis die Drehmomentratsche das eingestellte Drehmoment begrenzte. Dies wurde 3 mal durchgeführt. Der Messwert wurde per Knopfdruck gespeichert und mit der nachfolgenden Messung fortgefahren. Dazu wurde der nächste Drehmomentschlüssel auf das Anzugsdrehmoment von 20 Ncm kalibriert und die Schraube erneut angezogen. In dieser Weise wiederholte sich der Ablauf für die Drehmomente 25 Ncm und 30 Ncm. Danach erfolgte das Losdrehen der Versuchsschraube mittels umgedrehter Drehmomentratsche, die Entnahme der Prüfkörper aus der Konstruktion und die Vorbereitung für den nächsten Zyklus. Abbildung 51 fasst in einem Flussdiagramm diese zweite Phase der Versuchsdurchführung zusammen.



Abb. 51: Flussdiagramm Versuchsdurchführung

## **4 Ergebnisse**

Nachfolgend werden die Ergebnisse der in-vitro Studie dargestellt. Für jeden produzierten Schraubentyp wurde die Vorspannkraft (preload) ermittelt. Zur Darstellung der Ergebnisse wurden Box-Plot-Diagramme erstellt.

### **4.1 Vorspannkraft (Preload)**

Die Ergebnisse sind in einer vom Messprogramm des Versuchsaufbaus automatisch erstellten Tabelle eingetragen. Alle Tabellen sind im Anhang zu finden (Kapitel 10.1, Tabelle 4-8). Nachfolgend wird eine der Tabellen mit den Messwerten der Schrauben M1,4x0,2 mit 4 Gewindegängen und einem Schraubenkopfwinkel von 90° genauer beschrieben.

Schraube Nr.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	168,989	231,106	289,869	338,639
2	166,008	228,634	275,383	370,246
3	161,211	233,112	280,913	333,704
4	129,464	218,708	255,856	299,505
5	244,857	244,465	266,852	306,287
6	161,091	226,357	272,76	317,194
7	143,587	197,193	251,9	310,153
8	118,594	180,179	246,101	281,942
9	153,66	230,217	272,713	299,556
10	149,174	224,464	275,031	334,508
average value	164,004125	225,70275	270,73675	317,44325
standard deviation	34,8776166	13,7331065	12,4636036	16,1434808
Variance	1216,44814	188,598213	155,341414	260,611973
upper quantile	163,1555	231,6075	276,5015	333,905
Maximum	244,857	244,465	289,869	338,639
Minimum	129,464	197,193	251,9	299,505
lower quantile	147,77725	223,025	264,103	304,60425
Median	157,3755	228,287	272,7365	313,6735

Tabelle 2: Vorspannkräfte der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

Links in Tabelle 2 sind die Schrauben von 1 bis 10 durchnummeriert. In den Spalten rechts daneben stehen die Vorspannkraftwerte für die entsprechenden Anzugsdrehmomente, wie sie in der ersten Zeile der Tabelle angegeben sind. Darunter sind folgende Werte aus den Einzelwerten berechnet:

- das arithmetische Mittel (average value) als Quotient der Summe aller Messwerte
- die Standardabweichung (standard deviation) als Ausmaß der Streuung um den Mittelwert
- die Varianz (variance)
- das obere Quantil
- das untere Quantil
- der Median als mittleren Wert aller Ergebnisse (hier berechnet aus dem Mittelwert der fünft- und sechstgrößten Beobachtung, da es sich bei zehn Messwerten um eine gerade Zahl handelt)

Das obere und untere Quantil beschreibt das 25%- und 75%- Quantil. Jeweils 25% aller Messwerte liegen über dem oberen Quantil und 25% der Messwerte unter dem unteren Quantil.

In der Tabelle sind weiterhin der Höchste und niedrigste Wert einer Messreihe angegeben.

Aus der Berechnung des oberen und unteren Quantils, des Medians und der Standardabweichung wurden Boxplot Diagramme erstellt. Der zur Tabelle 2 zugehörige Boxplot für die Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 90° Schraubekopfwinkel (Abb. 52) wird im Folgenden beschrieben.

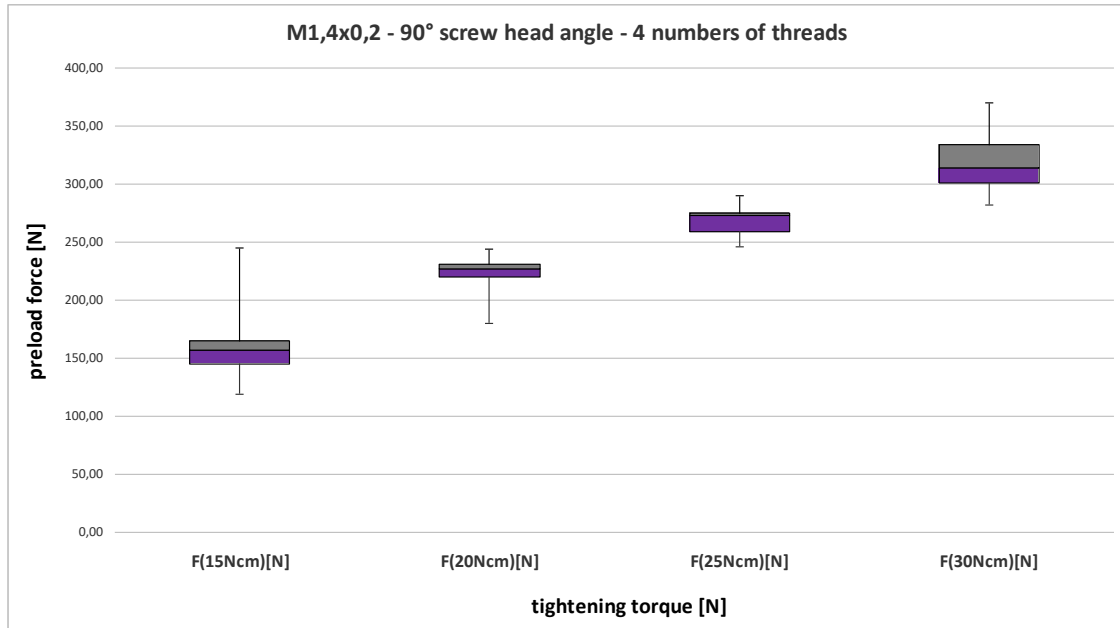


Abb. 52: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 90°, Gewindegangzahl 4)

Im Box Plot Diagramm sind auf der X-Achse die Anzugsdrehmomente von 15 Ncm bis 30 Ncm und auf der Y-Achse die gemessene Vorspannkraft eingetragen. Das obere Quantil wird als grüner Block und das untere Quantil als lila Block dargestellt. Zwischen den Blöcken liegt der Median. Die vertikal verlaufenden Striche, welche die Blöcke schneiden, stellen die Standardabweichung dar.

#### 4.1.1 Schraubenkopfwinkel 30°, Gewindegangzahl: 4

Die ermittelten Werte für die Vorspannkraft der zehn Schrauben mit 4 Gewindegängen und einem Schraubenkopfwinkel von 30° sind Tabelle 4 zu entnehmen (Kapitel 10.1). Die Werte für die Vorspannkraft steigen mit dem Anzugsdrehmoment linear an, wie in Abbildung 53 ersichtlich ist. Die Standardabweichung zeigt keine großen Abweichungen mit Werten zwischen 5,6 N (bei einem Anzugsdrehmoment von 25 Ncm) und 9,5 N (Anzugsdrehmoment 15 Ncm).

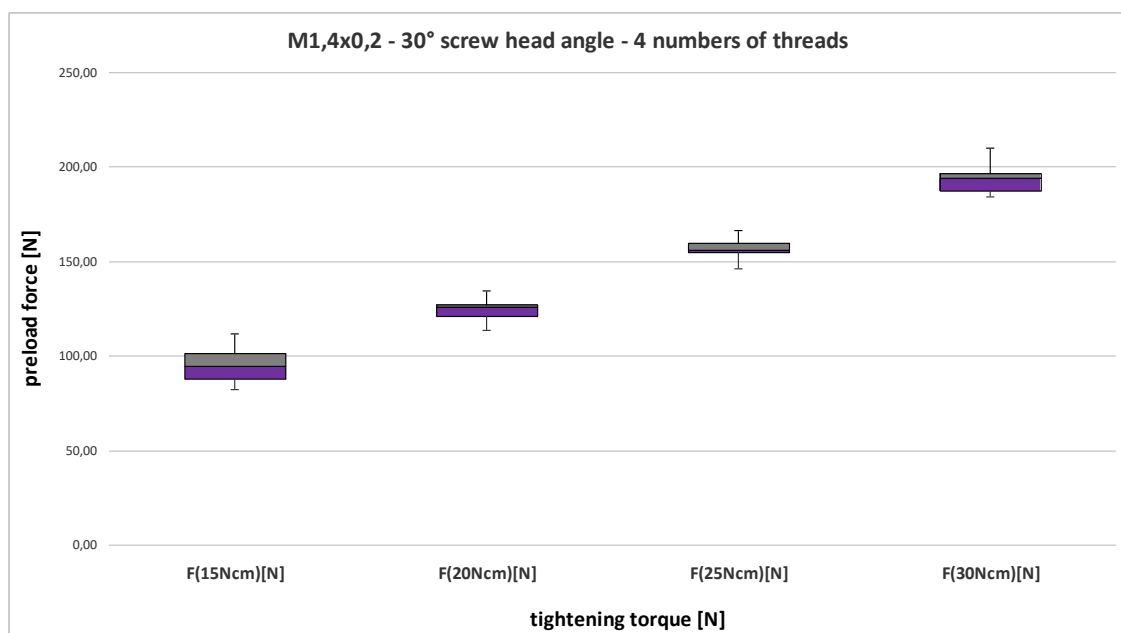


Abb. 53: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 30°, Gewindegangzahl 4)

#### 4.1.2 Schraubenkopfwinkel 60°, Gewindegangzahl: 4

Auch bei den Versuchsschrauben mit einem Schraubenkopfwinkel von 60° und 4 Gewindegängen steigen die Werte für die Vorspannkraft mit dem angewandten Drehmoment linear an (Abb. 54). Die Standardabweichungen zeigen weiterhin keine großen Schwankungen zwischen 9 N bei einem Anzugsdrehmoment von 15 Ncm und 16,8 N bei 30 Ncm Anzugsdrehmoment. Alle Messergebnisse dieser Gruppe sind in Tabelle 5 in Kapitel 10.1 zu finden.

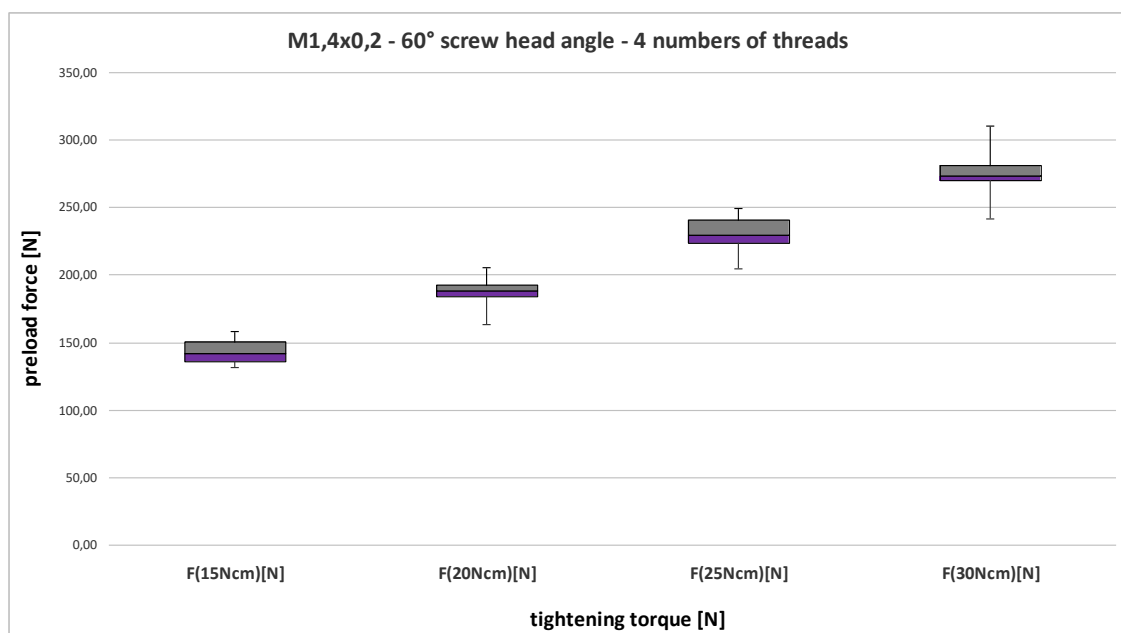


Abb. 54: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 60°, Gewindegangzahl 4)



### 4.1.3 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 2

Insgesamt steigen die Messwerte für die Vorspannkraft wie zuvor mit dem Anzugsdrehmoment linear an (Abb. 55). Die genauen Werte können Tabelle 6 in Kapitel 10.1 entnommen werden. Die Standardabweichung ist weiterhin niedrig mit Werten zwischen 7,7 N (bei 15 Ncm Anzugsdrehmoment) und 15 N (Anzugsdrehmoment 30 Ncm).

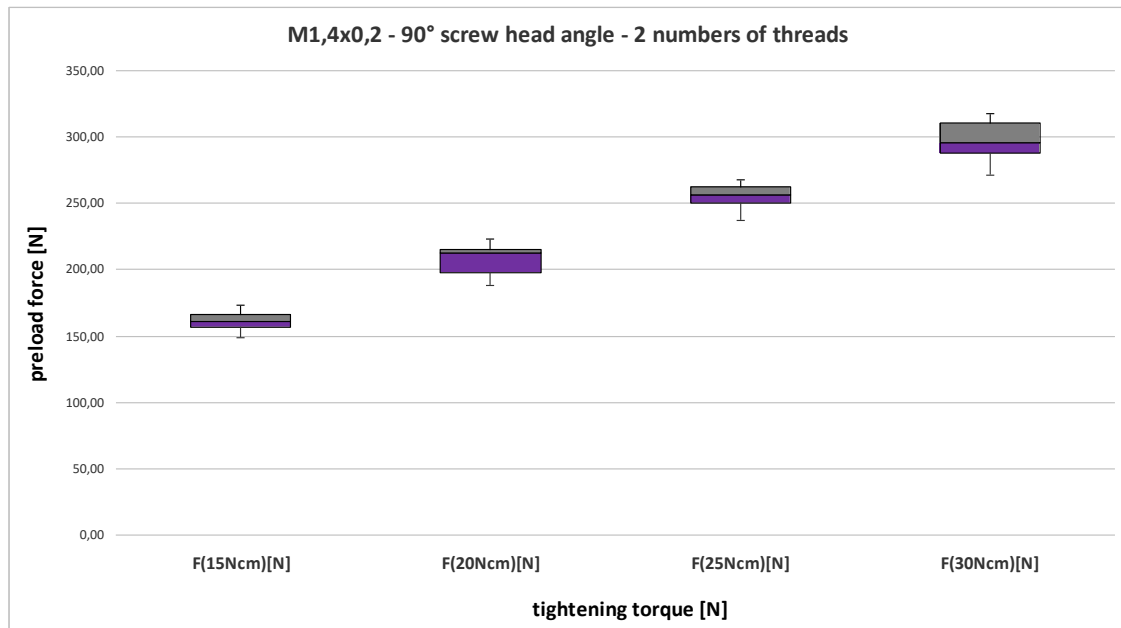


Abb. 55: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 90°, Gewindegangzahl 2)

#### 4.1.4 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 4

In der Schraubengruppe mit Schraubenkopfwinkel 90° und 4 Gewindegängen steigen die Werte für die Vorspannkraft mit dem Anzugsdrehmoment weiterhin linear an (Tabelle 7 in Kapitel 10.1). Auffällig ist eine hohe Standardabweichung von 33,8 N bei einem Anzugsdrehmoment von 15 Ncm (Abb. 56). Ansonsten bewegt sich die Standardabweichung zwischen 13,6 N (Anzugsdrehmoment 25 Ncm) und 25 N (Anzugsdrehmoment 30 Ncm). Insgesamt ist sie hier etwas höher als in den vorherigen Versuchsgruppen.

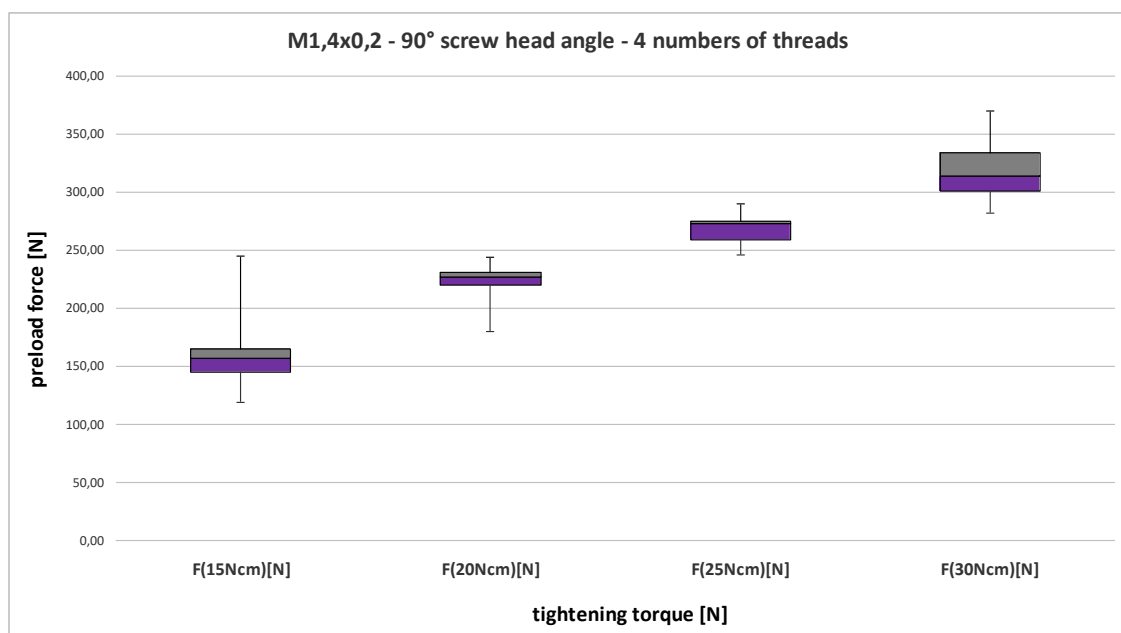


Abb. 56: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 90°, Gewindegangzahl 4)

#### 4.1.5 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahl: 6

Auch bei den 10 Versuchsschrauben mit 6 Gewindegängen und einem Schraubenkopfwinkel von 90° steigen die gemessenen Werte für die Vorspannkraft mit dem Anzugsdrehmoment linear an (Abb. 57). Auffällig sind hier die etwas höheren Werte für die Standardabweichungen, welche zwischen 19,7 N bei einem Anzugsdrehmoment von 15 Ncm und 29,6 N bei einem Anzugsdrehmoment von 20 Ncm (Tabelle 8, Kapitel 10.1) liegen.

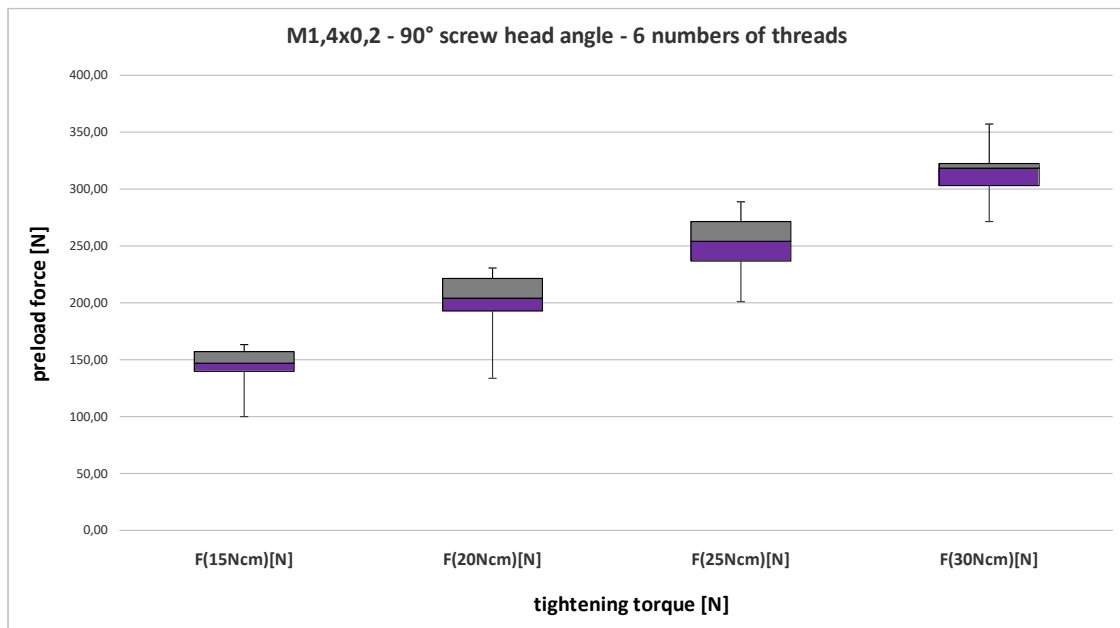


Abb. 57: Boxplot Diagramm: Vorspannkraft (N) in Abhängigkeit vom Anzugsdrehmoment (Ncm)(Schraubenkopfwinkel: 90°, Gewindegangzahl 6)

## **4.2 Vergleichsergebnisse Vorspannkraft (Preload)**

Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Werte für die Vorspannkraft von Schrauben mit einem Feingewinde und unterschiedlichen Schraubenkopfwinkeln sowie Gewindegangzahlen wurden mit Ergebnissen der Forschungsgruppe Zipprich, Ratka, Reuter verglichen. Zipprich et al. untersuchten im gleichen Versuchsaufbau Schrauben mit einem Regelgewinde (M1,6x0,35), deren Gewindegangzahlen und Schraubenkopfwinkel ebenfalls variierten. In beiden Studien wurden Keramikkomponenten verwendet. Die Ergebnisse können somit direkt verglichen werden. Die Darstellung erfolgt nachfolgend wieder mit Boxplot Diagrammen.

### **4.2.1 Schraubenkopfwinkel 90°, Gewindegangzahlen: 2, 4 und 6**

Der Vergleich der Ergebnisse erfolgt bei den Anzugsdrehmomenten 15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm und 30 Ncm. Die genauen Messwerte der Vorspannkraft für die Schrauben M1,6x0,35 sind den Tabellen 11-13 in Kapitel 10.2 zu entnehmen.

#### **4.2.1.1 Anzugsdrehmoment 15 Ncm**

Abbildung 58 zeigt den Vergleich der Ergebnisse aller in dieser Versuchsreihe hergestellten Schrauben mit M1,4x0,2 auf der linken Seite und den Schrauben M1,6x0,35 der Forschungsgruppe Zipprich, Ratka, Reuter rechts im Diagramm. Nachfolgend werden die Schrauben M1,4x0,2 als Schrauben mit Feingewinde bezeichnet und die Schrauben M1,6x0,35 als Schrauben mit Regelgewinde.

Auf der x-Achse im Boxplot Diagramm liegen die Gewindegangzahlen der Schrauben und auf der y-Achse die ermittelten Werte für die Vorspannkraft. Während der Median der Werte der Schrauben mit Feingewinde geringfügig im Bereich von 150 N schwankt, sind bei den Schrauben mit Regelgewinde deutliche Unterschiede der gemessenen Vorspannkraft erkennbar. So ist die Vorspannkraft bei vier Gewindegängen am niedrigsten und bei zwei Gewindegängen am höchsten. Die Vorspannkraft bei sechs Gewindegängen

liegt zwischen den anderen beiden Gewindegangzahlen. Die Standardabweichungen der Schrauben mit Regelgewinde liegen relativ konstant zwischen 17,8 N bei 2 Gewindegängen und 23,3 bei 6 Gewindegängen.

Die Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und 2 beziehungsweise 6 Gewindegängen liegen über der gemessenen Vorspannkraft aller Schrauben mit Feingewinde. Die Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und 4 Gewindegängen liegen unter allen Schrauben mit Feingewinde.

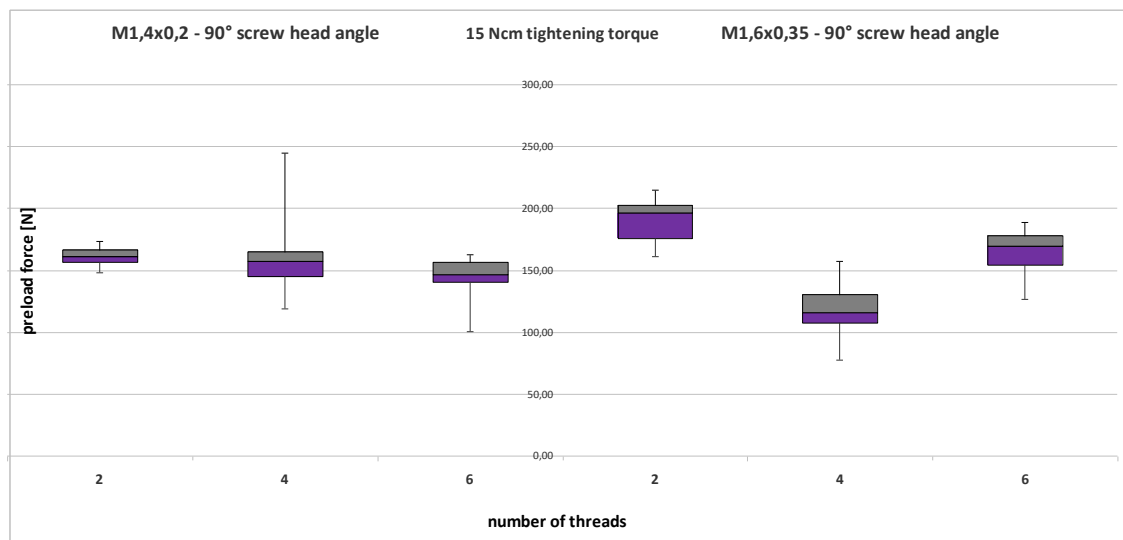


Abb. 58: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit Schraubenkopfwinkel 90° und 2, 4, 6 Gewindegängen (Anzugsdrehmoment 15 Ncm)

#### 4.2.1.2 Anzugsdrehmoment 20 Ncm

Bei einem Anzugsdrehmoment von 20 Ncm liegt der Median der gemessenen Vorspannkraft aller Versuchsschrauben mit Feingewinde relativ konstant bei 210 N, während er bei den Schrauben mit Regelgewinde weiterhin schwankt. Der Median der Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und 2 Gewindegängen ist mit knapp 250 N der höchste Wert, während die Schrauben mit Regelgewinde und 4 Gewindegängen im Median von 178 N unter allen anderen Versuchsschrauben liegen. Die Versuchsschrauben mit Regelgewinde und 6 Gewindegängen liegen mit ihrem Median von 217 N auf vergleichbarem Niveau mit den Versuchsschrauben mit Feingewinde (Abb. 59).

Die Standardabweichung der Versuchsschrauben mit Regelgewinde zeigt in 2 Gruppen erhöhte Werte: 32 N bei 2 Gewindegängen und 35 N bei 4 Gewindegängen. Bei den Versuchsschrauben mit 6 Gewindegängen ist sie mit 20 N als moderat zu bewerten.

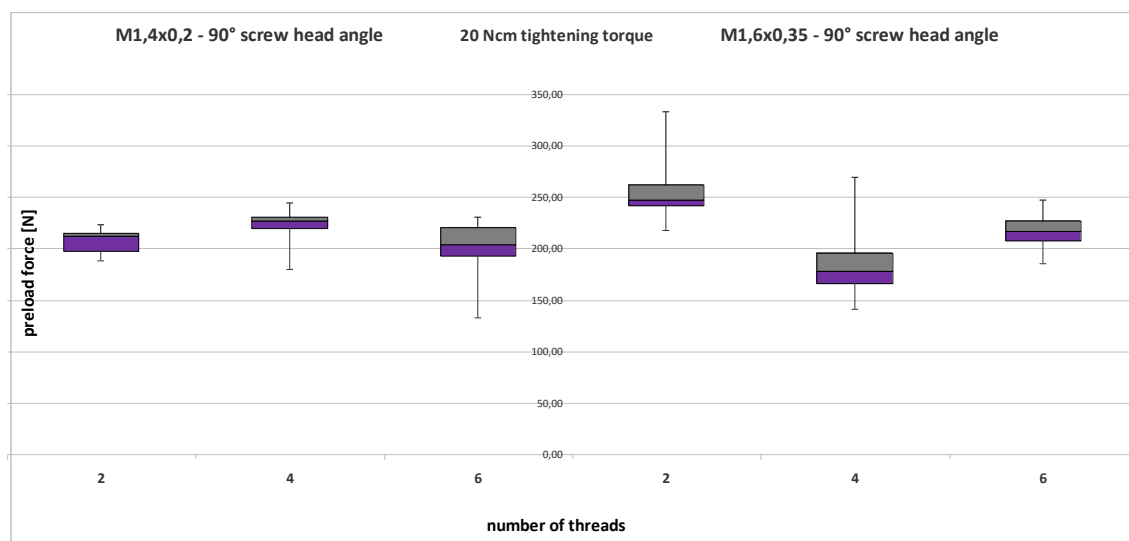


Abb. 59: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit Schraubenkopfwinkel 90° und 2, 4, 6 Gewindegängen (Anzugsdrehmoment 20 Ncm)

### 4.2.1.3 Anzugsdrehmoment 25 Ncm

Der Median der gemessenen Werte für die Vorspannkraft der Versuchsschrauben mit Feingewinde liegt bei einem Anzugsdrehmoment von 25 Ncm weiterhin annähernd auf einem Niveau im Bereich von 260 N. Bei den Schrauben mit Regelgewinde schwankt der Median zwischen 309 N (bei 2 Gewindegängen), 232 N (bei 4 Gewindegängen) und 289 N (bei 6 Gewindegängen).

Die Versuchsschrauben mit Regelgewinde und 2 Gewindegängen zeigen insgesamt den höchsten Wert für die Vorspannkraft. Die Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und 4 Gewindegängen liegt weiterhin unter allen anderen Versuchsschrauben (Abb. 60). Zusätzlich zeigen die Versuchsschrauben dieses Typs eine erhöhte Standardabweichung von 27,9 N.

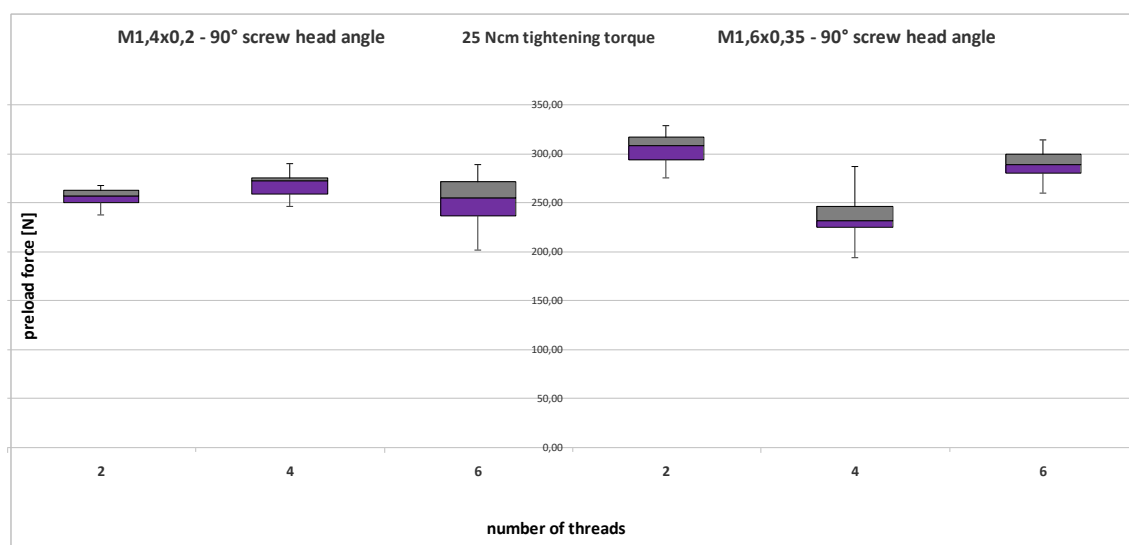


Abb. 60: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit Schraubenkopfwinkel 90° und 2, 4, 6 Gewindegängen (Anzugsdrehmoment 25 Ncm)

#### 4.2.1.4 Anzugsdrehmoment 30 Ncm

In Abbildung 61 sind die Ergebnisse für die Vorspannkraft der Versuchsschrauben mit Feingewinde und Regelgewinde bei einem Anzugsdrehmoment von 30 Ncm dargestellt. Insgesamt liegen die Messergebnisse für die Vorspannkraft hier näher zusammen als in den vorherigen Versuchsgruppen. Der Median der Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde schwankt geringfügig im Bereich von 296 N (bei 2 Gewindegängen), 314 N (4 Gewindegänge) und 319 N (6 Gewindegänge). Die Schrauben mit Regelgewinde und 2 Gewindegängen zeigen im Median mit 353 N weiterhin den größten gemessenen Wert für die Vorspannkraft. Die Ergebnisse für die Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und 4 sowie 6 Gewindegängen liegen etwa im Bereich der Schrauben mit Feingewinde (287 N bei 4 Gewindegänge, 329 N bei 6 Gewindegänge). Auffällig in den Gruppen der Schrauben mit Regelgewinde sind erhöhte Werte für die Standardabweichung: 23 N bei 2 Gewindegängen, 29 N bei 4 Gewindegängen und 32 N bei 6 Gewindegängen.

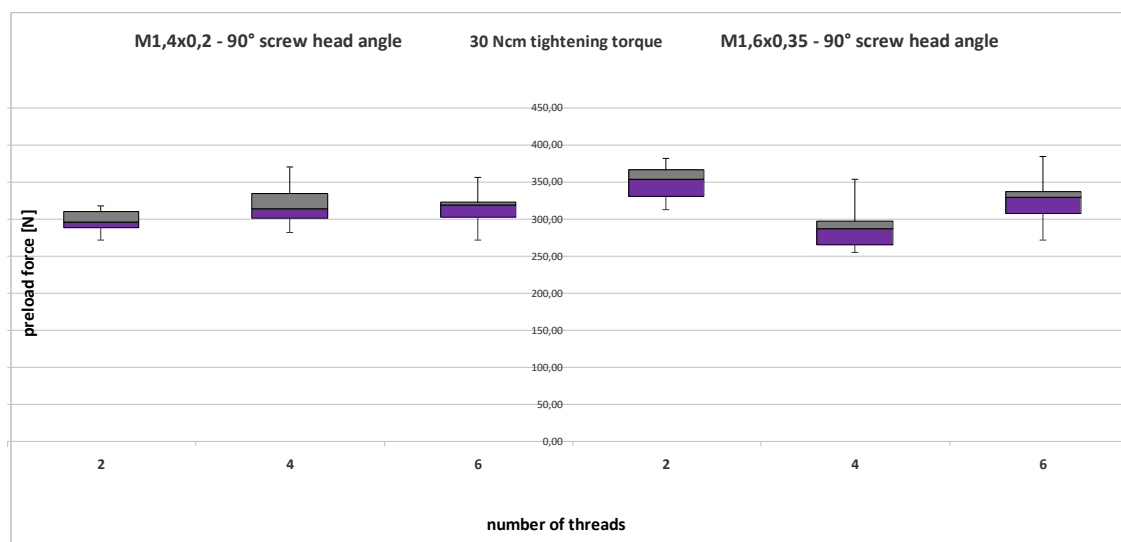


Abb. 61: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit Schraubenkopfwinkel 90° und 2, 4, 6 Gewindegängen (Anzugsdrehmoment 30 Ncm)



#### **4.2.2 Gewindegangzahl 4, Schraubenkopfwinkel 30°, 60° und 90°**

Auch hier erfolgt der Vergleich der Ergebnisse bei den Anzugsdrehmomenten 15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm und 30 Ncm. Die Werte für die Vorspannkraft der Schrauben M1,6x0,35 befinden sich in den Tabellen 9, 10 und 12 in Kapitel 10.2.

##### **4.2.2.1 Anzugsdrehmoment 15 Ncm**

In Abbildung 62 sind die Vergleichsergebnisse der Schrauben M1,4x0,2 (links im Diagramm, nachfolgend Schrauben mit Feingewinde) und M1,6x0,35 (rechts im Diagramm, nachfolgend Schrauben mit Regelgewinde) bei einem Anzugsdrehmoment von 15 Ncm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Schraubenkopfwinkel 30°, 60° und 90° eingetragen, auf der y-Achse die gemessene Vorspannkraft in Newton [N].

Während bei den Schrauben mit Feingewinde die Vorspannkraft mit der Größe des Schraubenkopfwinkels nahezu linear ansteigt, ist bei den Schrauben mit Regelgewinde die größte Vorspannkraft bei einem Schraubenkopfwinkel von 60° gemessen worden. Bei einem Schraubenkopfwinkel von 90° liegen die Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde etwas über denen der Schrauben mit Regelgewinde.

Bei den Schrauben mit Regelgewinde sind erhöhte Standardabweichungen von 26,2 N bei einem Schraubenkopfwinkel von 30° und 23,3 N bei Schraubenkopfwinkel 90° gemessen worden.

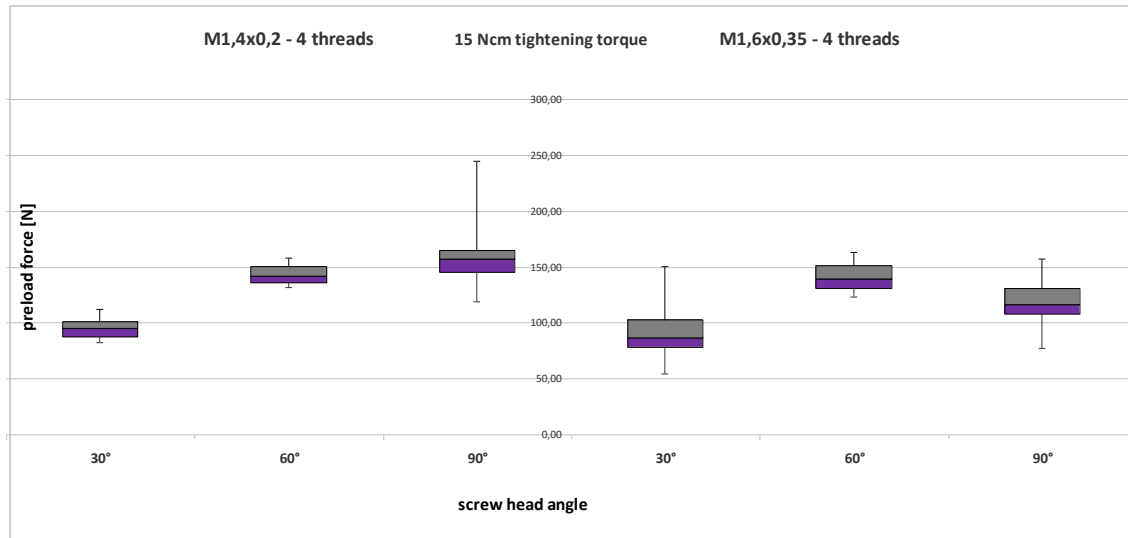


Abb. 62: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit 4 Gewindegängen und Schraubenkopfwinkel 30°, 60°, 90° (Anzugsdrehmoment 15 Ncm)

#### 4.2.2.2 Anzugsdrehmoment 20 Ncm

Die Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde steigen auch bei einem Anzugsdrehmoment von 20 Ncm mit der Steilheit des Schraubenkopfwinkels linear an (Abb. 63). Währenddessen liegt bei den Schrauben mit Regelgewinde der größte Messwert für die Vorspannkraft weiterhin bei einem Schraubenkopfwinkel von 60°. Die gemessene Vorspannkraft bei Schraubenkopfwinkel 90° liegt knapp darunter. Der mit Abstand niedrigste Wert für die Vorspannkraft bei den Schrauben mit Regelgewinde wurde in der Schraubengruppe mit Schraubenkopfwinkel 30° gemessen. Er liegt in einem Bereich mit dem Messwert der Schrauben mit Feingewinde und 30° Schraubenkopfwinkel.

Insgesamt wurde bei den Schrauben mit Feingewinde und Schraubenkopfwinkel 90° die höchste Vorspannkraft gemessen. Die Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde und 60° Schraubenkopfwinkel liegen in einer Größenordnung mit den Vorspannkraft der Schrauben mit Regelgewinde und Schraubenkopfwinkel 60° sowie 90°.

Bei den Schrauben mit Regelgewinde und 90° Schraubenkopfwinkel wurde eine erhöhte Standardabweichung von 35 N errechnet.

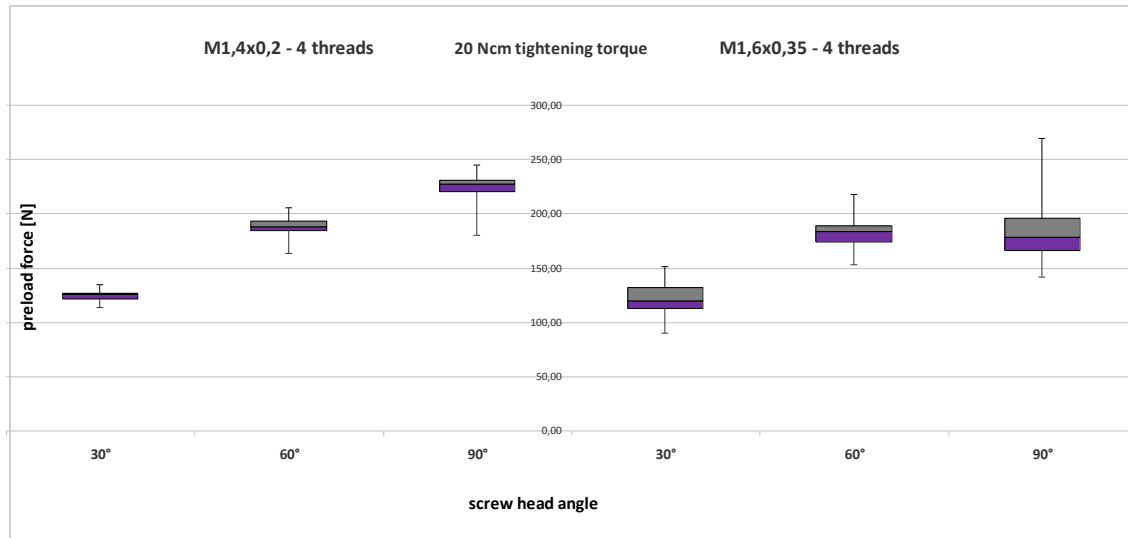


Abb. 63: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit 4 Gewindegängen und Schraubenkopfwinkel 30°, 60°, 90° (Anzugsdrehmoment 20 Ncm)

#### 4.2.2.3 Anzugsdrehmoment 25 Ncm

In der Versuchsgruppe der Schrauben mit Feingewinde steigt die Vorspannkraft bei einem Anzugsdrehmoment von 25 Ncm mit steigendem Schraubenkopfwinkel noch immer linear an.

Demgegenüber weisen die Schrauben mit Regelgewinde eine vergleichbare Vorspannkraft für Schrauben mit 60° und 90° Schraubenkopfwinkel auf. Bei den Schrauben mit 30° Schraubenkopfwinkel fällt die gemessene Vorspannkraft deutlich niedriger aus und liegt unter allen anderen Schraubengruppen. Auch in diesem Durchlauf wurde bei den Schrauben mit Feingewinde und 90° Schraubenkopfwinkel der höchste Wert für die Vorspannkraft gemessen. Die Schrauben mit Feingewinde und Schraubenkopfwinkel 60° liegen etwa auf einem Niveau mit den Schrauben mit Regelgewinde und 60° sowie 90° Schraubenkopfwinkel. Die gemessene Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde und 30° Schraubenkopfwinkel ist größer als bei den Schrauben mit Regelgewinde und 30° Schraubenkopfwinkel (Abb. 64).

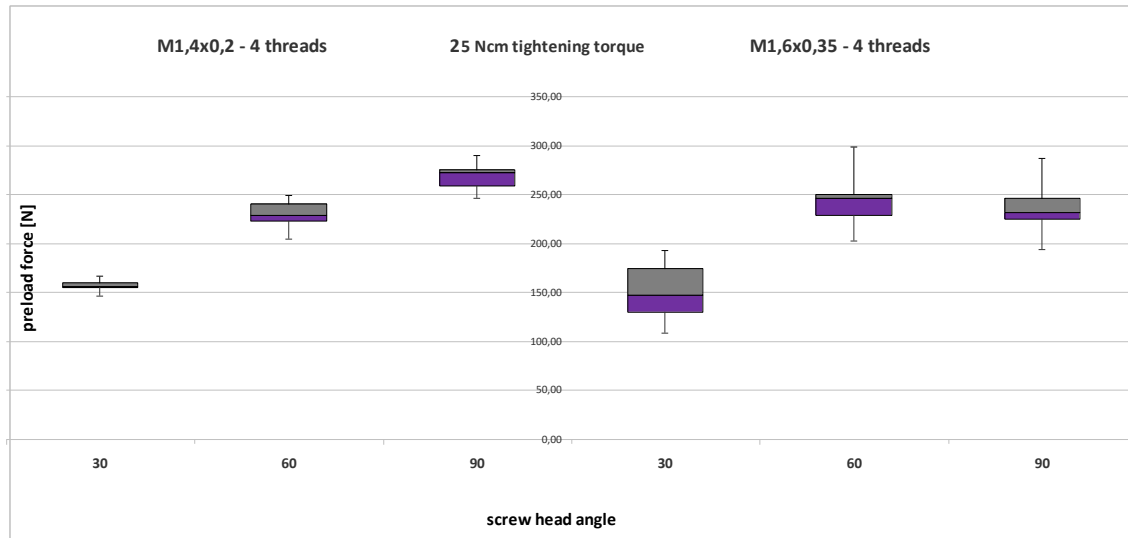


Abb. 64: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit 4 Gewindegängen und Schraubenkopfwinkel 30°, 60°, 90° (Anzugsdrehmoment 25 Ncm)

#### 4.2.2.4 Anzugsdrehmoment 30 Ncm

Auch hier zeigt sich ein ähnliches Bild (Abb. 65) wie in den vorherigen Gruppen: Die gemessene Vorspannkraft der Schrauben mit Feingewinde steigt mit dem Schraubenkopfwinkel linear an. In der Gruppe der Schrauben mit Regelgewinde liegt die Vorspannkraft bei den Schrauben mit 60° und 90° Schraubenkopfwinkel in einem Bereich. Wie in den vorherigen Versuchsreihen sind bei den Versuchsschrauben mit 30° Schraubenkopfwinkel und Regelgewinde die niedrigsten Werte für die Vorspannkraft gemessen worden. Sie liegen auch hier unter den Werten der Schrauben mit Feingewinde und 30° Schraubenkopfwinkel. Die insgesamt höchsten Werte für die Vorspannkraft wurde in der Gruppe der Schrauben mit Feingewinde und 90° Schraubenkopfwinkel gemessen.

Die errechneten Werte für die Standardabweichung sind bei den Versuchsschrauben mit Regelgewinde allesamt erhöht und bewegen sich zwischen 25 N bei einem Schraubenkopfwinkel von 30°, 22 N bei Schraubenkopfwinkel 60° und 29 N bei Schraubenkopfwinkel 90°.

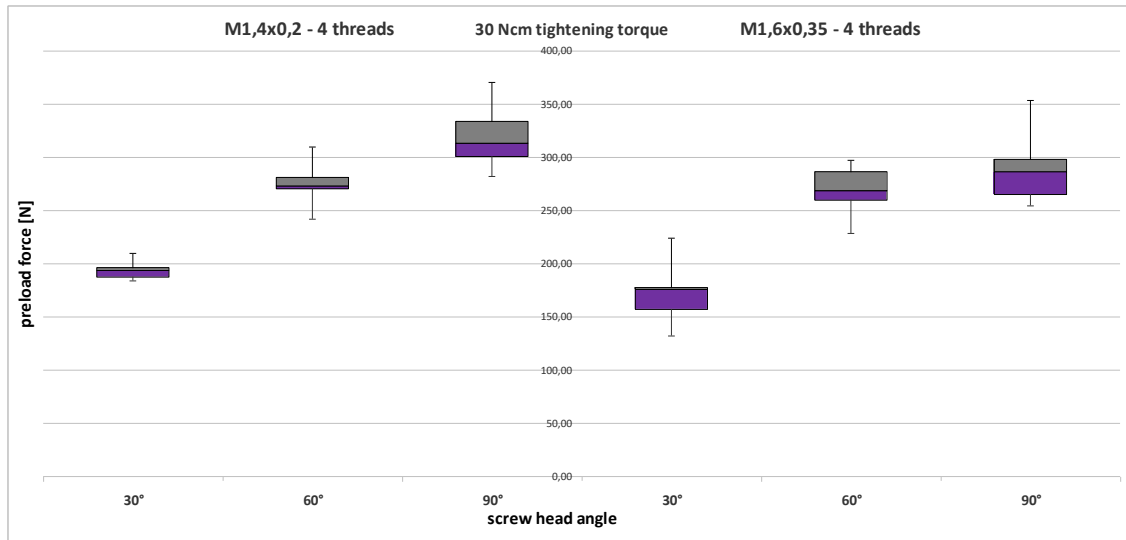


Abb. 65: Boxplot Diagramm: Ergebnisvergleich der Schrauben mit 4 Gewindegängen und Schraubenkopfwinkel 30°, 60°, 90° (Anzugsdrehmoment 30 Ncm)

## **5 Diskussion**

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der Gewindegangzahl und des Schraubenkopfwinkels von Abutmentschrauben mit Feingewinde (M1,4x0,2) auf die erzielbare Schraubenvorspannung von simulierten Zirkoniumdioxidimplantaten und Zirkoniumdioxidabutments untersucht.

Hierfür wurden Schrauben, Gewindehülsen und Schraubenkopfauflagen mit unterschiedlicher Geometrie hergestellt. Anschließend wurde in einem in-vitro Versuchsaufbau die Vorspannkraft der Abutmentschrauben im Zusammenhang mit dem angelegten Drehmoment gemessen. Das initiale Anzugsdrehmoment (M) lag bei 15 Ncm und wurde über 20 Ncm und 25 Ncm bis 30 Ncm gesteigert.

Im Folgenden sollen die Methodik sowie auch die Ergebnisse diskutiert werden.

### **5.1 Methodenkritik**

#### **5.1.1 Produktion der Prüfkörper**

Die in dieser Studie untersuchten Schrauben wurden in Eigenproduktion hergestellt (Kapitel 3.2). Es kam dabei ein Gewindedrehverfahren zur Anwendung (Kapitel 2.4.4). Bei dieser Herstellungsmethode muss auf eine ausreichende Reinigung der Schrauben nach der Produktion geachtet werden. Auf den Schrauben verbleibende Späne können ansonsten zu Verunreinigungen in der Gewindehülse und somit zu verfälschten Messergebnissen führen. Die Reinigung der Schrauben ist in Kapitel 3.3 beschrieben.

Weiterhin wurden alle Schrauben einer Fertigungskontrolle unterzogen (Kapitel 3.4), um sicherzustellen, dass die verwendeten Versuchsschrauben der für diese Studie gewollten Kenngrößen entsprachen.

Die Gewindehülsen und Schraubenkopfauflagen aus Zirkoniumdioxid wurden extern gefertigt und eingekauft. Sie sind von der Firma Microceram (Meißen,

Deutschland) produziert worden und wurden mit Hilfe einer speziell angefertigten Prüflöhre ebenfalls einer Fertigungskontrolle unterzogen.

### **5.1.2 Anzugsdrehmomente**

Die gängige Empfehlung führender Implantathersteller wie Dentsply-Sirona-Implants (Ankylos), Straumann und Nobel Biocare für das Anzugsdrehmoment erstreckt sich zwischen 15 und 35 Ncm. Die Firma Dentsply-Sirona-Implants empfiehlt ein Anzugsdrehmoment der Abutmentschrauben je nach verwendetem Aufbau von 15-25 Ncm.<sup>120</sup> Die Empfehlung von Straumann bewegt sich im Bereich von 15 bis 35 Ncm.<sup>121</sup> Auch Nobel Biocare empfiehlt, die Abutmentschrauben bis 35 Ncm anzuziehen.<sup>122</sup>

Im Rahmen dieser Studie wurden die Werte für die Vorspannkraft bis zu einem Anzugsdrehmoment von 30 Ncm gemessen. Die Vorspannkraft für 35 Ncm Anzugsdrehmoment konnte nicht gemessen werden, da der Schraubenkopf der Schrauben mit Feingewinde beim Anlegen dieser Kraft frakturiert ist. Der im Schraubenkopf gefertigte Hex zur Übertragung des Anzugsdrehmomentes wurde mit einem Durchmesser von 1,3 mm geometrisch im Verhältnis zum Schraubenkopfdurchmesser (2,1 mm) zu groß gefertigt. In Folge dessen frakturierten diese meist bei einem Anzugsdrehmoment von 35 Ncm.

### **5.1.3 Drehmomentschlüssel**

Vor dem Anziehen der jeweiligen Testschraube wurde der Drehmomentschlüssel kalibriert (Kapitel 3.5.3). Damit sollte überprüft werden, welches genaue Drehmoment zur Anwendung kam. Hierfür wurde ein Drehmomentsensor verwendet, welcher die Anzugsdrehmomente digitalisiert und anzeigt. Daraus ergaben sich folgende Erkenntnisse: Das am Schraubenkopf resultierende Drehmoment wird maßgeblich durch die Geschwindigkeit beim Anziehen der Drehmomentratsche beeinflusst.

Bei langsamer Anwendung des Schlüssels werden geringere Drehmomente erzeugt, als auf dem Schaft der Drehmomentratsche angezeigt wird. Sobald der Drehmomentschlüssel mit höherer Geschwindigkeit angewendet wird,

steigt auch das resultierende Drehmoment. Die Werte des Anzugsdrehmoments schwanken bei schneller Anwendungsgeschwindigkeit im Durchschnitt um  $\pm 1,89$  Ncm und bei langsamer Anzugsgeschwindigkeit in einem Bereich von  $\pm 1,21$  Ncm. Bei Anwendung des Schlüssels mit mittlerer Geschwindigkeit bleiben die Werte für das Drehmoment relativ konstant im Bereich des auf dem Schaft des Drehmomentschlüssels angezeigten Wertes (Schwankungen um Durchschnitt  $\pm 0,93$  Ncm). Aus diesem Grund erfolgte die Kalibrierung des Drehmoments mit einer anwenderfreundlichen, mittleren Geschwindigkeit.

Beim Anziehen der Schraubenverbindung während der Versuche wurde auf eine reproduzierbare, einheitliche Geschwindigkeit geachtet, die auch schon bei der Kalibrierung vorgenommen wurde.

#### **5.1.4 Messaufbau**

Ziel dieser Untersuchung war die Messung der Vorspannkraft von Abutmentschrauben mit Feingewinde in Abhängigkeit vom angewandten Drehmoment. Da es kaum möglich ist, direkt auf der Schraube einen Dehnungsmessstreifen zu befestigen und dies bei jeder zu testenden Schraube einzeln durchgeführt werden müsste, wurde ein Versuchsaufbau verwendet, um die Spannungsverhältnisse an der Schraube auf einen Sensor zu übertragen.

Indirekte Messungen der Vorspannkraft von Schraubenverbindungen sind bereits in der Literatur beschrieben.<sup>20,95,99,113</sup> Dieses Vorgehen erlaubt aber lediglich Rückschlüsse vom Losdrehmoment auf die Vorspannkraft. Damit limitieren indirekte Messungen die Aussagekraft der Versuchsergebnisse. Die in der vorliegenden Studie angewandte Methode zur Ermittlung der Vorspannkraft weist daher Vorteile beim Messansatz sowie in der Aussagekraft der Ergebnisse auf.

Die Arbeitsgruppe Tzenakis et al.<sup>117</sup> stützt sich in ihrer Studie auf eine direkte Messung. Bei dem dort verwendeten Versuchsaufbau (detailliert beschrieben in Kapitel 2.5) ergeben sich jedoch einige Unschärfen, welche in der vorliegenden Arbeit berücksichtigt und korrigiert wurden:



- Das von Tzenakis et al.<sup>117</sup> verwendete Innengewinde, über das die Vorspannkraft der Abutmentschraube gemessen wurde, war statisch in einem Lastrahmen fixiert. In dieser Anordnung kann jedoch nicht gewährleistet sein, dass sich die Schraubenkopfauflage, die Gewindehülse und die Schraube in einer Achse befinden. Durch den eventuell bestehenden horizontalen Versatz kann es zu Querkräften kommen, die das Messergebnis verfälschen.
- Weiterhin verändern sich auch die Reibungsverhältnisse im Gewinde bei Prüfkörpern, die nicht vertikal ausgerichtet sind. Spürbar ist das beispielsweise beim Eindrehen der Abutmentschraube, was durch den horizontalen Versatz deutlich erschwert wird.

In der vorliegenden Arbeit wurde im Versuchsaufbau ein Kardangelenkelement verwendet, das diesen Versatz ausgleicht (Kapitel 3.5). Durch die Stellschrauben in der Wand des Messzylinders (Abb. 28, Kapitel 3.5) lässt sich eine achsengerechte Prüfkörperpositionierung erzielen und die oben genannten Umstände umgehen.

## 5.2 Ergebnisse

In Kapitel 4.1 sind die Ergebnisse für die Vorspannkraft der Schraubenserie mit 4 Gewindegängen und variierenden Schraubenkopfwinkeln (30°, 60° und 90°) zusammengefasst. Weiterhin wurde in der Schraubengruppe mit Schraubenkopfwinkel 90° die Zahl der Gewindegänge variiert (2, 4 und 6 Gewindegänge). Anschließend wurden die im Rahmen dieser Versuchsreihe gemessenen Werte für die Vorspannkraft mit den Ergebnissen einer anderen Versuchsgruppe verglichen, die im selben Versuchsaufbau Schrauben mit Regelgewinde statt Feingewinde untersuchte (Kapitel 4.2.).

Im Vergleich der Ergebnisse ist besonders auffällig, dass bei den Schrauben mit Regelgewinde kein Anstieg der Vorspannkraft zwischen den Schrauben

mit Schraubenkopfwinkel  $60^\circ$  und Schraubenkopfwinkel  $90^\circ$  gemessen wurde. Bei den Schrauben mit Feingewinde fand dieser Anstieg statt.

Ein Beleg dafür, dass die Vorspannkraft zwischen Schraubenkopfwinkel  $60^\circ$  und  $90^\circ$  ansteigen muss, findet sich in einer aktuellen Publikation der Arbeitsgruppe Zipprich et al.<sup>14</sup> Hier wurden Titanschrauben der Konfiguration M1,6x0,35 mm hergestellt, deren Vorspannkraft in Abhängigkeit vom angewandten Drehmoment im selben Versuchsaufbau, wie in dieser Arbeit verwendet, gemessen wurde. Bei den Schrauben mit 4 Gewindegängen ergab sich ein annähernd linearer Anstieg der Vorspannkraft zwischen den Schrauben mit  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  und  $90^\circ$  Schraubenkopfwinkel.

Die Tatsache, dass bei den hier zum Vergleich herangezogenen Schrauben mit Regelgewinde und Schraubenkopfwinkel  $90^\circ$  kein Anstieg der Vorspannkraft ermittelt wurde, ist wahrscheinlich auf Toleranzen oder Ungenauigkeiten bei der Komponentenherstellung und der Versuchsdurchführung zurückzuführen. Im Nachhinein lässt sich nur schwer rekonstruieren, welcher der möglichen Gründe tatsächlich ausschlaggebend gewesen ist.

In der vorliegenden Studie wurden bei den Schrauben mit Feingewinde wie auch schon von Zipprich et al.<sup>14</sup> die höchste Vorspannkraft bei Schrauben mit einem Schraubenkopfwinkel von  $90^\circ$  gemessen.

Eine weitere Auffälligkeit im Ergebnisvergleich der Werte für die Vorspannkraft zwischen den Schrauben mit Feingewinde und denen mit Regelgewinde ist die Tatsache, dass die Schrauben mit Feingewinde keine höhere Vorspannkraft zeigen. Dies wäre eigentlich zu erwarten gewesen. Dabei muss jedoch beachtet werden, dass es zwischen den Schrauben mit Regel- und denen mit Feingewinde nicht nur eine Parameteränderung gab, sondern zwei: Es wurden sowohl die Steigung als auch der Durchmesser verändert. Die Schrauben mit Feingewinde haben nicht nur einen geringeren Durchmesser, sondern auch eine geringere Gewindesteigung als die Schrauben mit Regelgewinde.

Schlussendlich lässt sich aus der vorliegenden Studie kein Vorteil in der Vorspannung bei der Verwendung eines Feingewindes bei

Abutmentschrauben ableiten. Es ist lediglich von Vorteil, dass Schrauben mit Feingewinde bei gleichem Anzugsdrehmoment aber niedrigerem Schraubendurchmesser die gleichen Vorspannungen erzielen können. Dies könnte bei der klinischen Verwendung durchmesserreduzierter Implantate interessant werden.

Ebenfalls auffällig sind die Ergebnisse für die Vorspannkraft der Schrauben mit 2 Gewindegängen. In der Gruppe der Schrauben mit Feingewinde liegen sie auf einem Niveau mit den Schrauben mit 4 und 6 Gewindegängen. Auf der Vergleichsseite der Schrauben mit Regelgewinde haben die Schrauben mit 2 Gewindegängen sogar die größte Vorspannkraft erzielt. Hier kommt jedoch der bereits oben beschriebene Messfehler der Schrauben mit 4 Gewindegängen zum Tragen. Wie bereits erwähnt, sollten die Messwerte für die Vorspannkraft bei 4 Gewindegängen und Schraubenkopfwinkel  $90^\circ$  höher liegen. Da die Werte jedoch so niedrig gemessen wurden, ergibt sich auf der Seite der Schrauben mit Regelgewinde ein verfälschtes Bild: Es scheint, als würden die Schrauben mit 2 Gewindegängen die höchste Vorspannkraft erzielen.

Auch bei den Schrauben mit Feingewinde liefern die Schrauben mit 2 Gewindegängen vergleichbare Werte für die Vorspannkraft wie die Schrauben mit 4 und 6 Gewindegängen. Dabei sollte jedoch beachtet werden, dass die Verwendung von 2 Gewindegängen in Kombination mit einem Feingewinde auf Verschleiß und die maximal mögliche Beanspruchung hin untersucht werden sollte.

Dieser Punkt liefert Raum für Nachuntersuchungen. In der vorliegenden Studie erzeugen die Schrauben mit 2 Gewindegängen genügend Vorspannkraft und Stabilität. Es muss jedoch untersucht werden, ob die Toleranz im oberen oder unteren Feld erfüllt wird, was Rückschlüsse darauf zulässt, ob Schrauben mit 2 Gewindegängen in der klinischen Praxis zur Anwendung kommen könnten. Dies wäre natürlich interessant, da insgesamt kürzere Abutmentschrauben auch die Anwendung kürzerer Implantate zuließen und aufwendige Augmentationsmaßnahmen dadurch vermieden werden könnten.

Deswegen sollten weitere Untersuchungen folgen, welche die Versagensmodi von Schrauben mit 2 Gewindegängen testen. Interessant wäre auch zu untersuchen, in welchem Bereich die Schrauben versagen. Sollten sie eher im Gewinde versagen, wäre das in der Praxis fatal, denn das im Innengewinde verbleibende Schraubenfragment wäre kaum entfernbar. Das würde ein Implantat unbrauchbar machen und es müsste explantiert werden. Sollten die Schrauben jedoch eher im Schraubenschaft brechen, wäre die Schraube ersetzbar.

In der Literatur sind keine weiteren Studien beschrieben, die sich mit der Vorspannkraft bei Schrauben in Zirkoniumdioxidimplantaten und -abutments beschäftigen. Einige Studien<sup>14,116-118,123</sup> untersuchen jedoch die Vorspannkraft bei Schrauben in Abutments und Implantaten aus Titan.

Die bereits erwähnte Studie von Zipprich et al.<sup>14</sup> ist vergleichbar mit der vorliegenden Arbeit, da der gleiche Versuchsaufbau verwendet worden ist. Die Arbeitsgruppe untersuchte jedoch Schrauben mit Regelgewinde und größerem Durchmesser (Klassifizierung: M1,6x0,35). Tabelle 3 vergleicht die Studie von Zipprich et al.<sup>14</sup> mit der vorliegenden Arbeit. Verglichen wird exemplarisch der errechnete mittlere Wert der Ergebnisse (median) für die gemessene Vorspannkraft bei Schrauben mit 4 Gewindegängen und einem variierenden Schraubenkopfwinkel von 30°, 60° und 90°. Der Vergleich der Ergebnisse erfolgt bei den Anzugsdrehmomenten 15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm und 30 Ncm. In der Spalte median Titan stehen die mittleren Werte für die Vorspannkraft bei Titanimplantaten und -abutments,<sup>14</sup> in der Spalte median Zirkon die Ergebnisse bei Komponenten aus Zirkoniumdioxid.

Wie aus Tabelle 3 ersichtlich, unterscheiden sich die mittleren Werte für die Vorspannkraft kaum. Das Material der Implantat-Abutment-Verbindung scheint also keinen Einfluss auf die erzielbare Vorspannkraft zu haben.

	15 Ncm		20 Ncm		25 Ncm		30 Ncm	
SHA	median Titan <sup>14</sup>	median Zirkon	median Titan <sup>14</sup>	median Zirkon	median Titan <sup>14</sup>	median Zirkon	median Titan <sup>14</sup>	median Zirkon
30°	99,96	94,85	126,05	126,08	160,42	155,87	191,10	193,93
60°	146,38	141,83	184,04	188,28	229,40	229,22	257,04	273,49
90°	171,83	157,37	231,26	227,49	275,90	272,73	318,99	313,67

Tabelle 3: Vergleich des Medians der Vorspannkraften: median Titan (M1,6x0,35, 4 Gewindegänge)<sup>14</sup> und median Zirkon (M1,4x0,2, 4 Gewindegänge); SHA: Schraubenkopfwinkel

Stüker et al.<sup>118</sup> untersuchten die Vorspannkraft bei Titan-, Gold- und Aluminium-Titan-Nitrid beschichteten Titanschrauben in Titanabutments und -implantaten. Der genaue Versuchsaufbau ist in Kapitel 2.5 beschrieben. Die Abutmentschrauben aus Titan erzielten bei einem Anzugsdrehmoment von 30 Ncm eine durchschnittliche Vorspannkraft von 37 N.

Auch Byrne et al.<sup>123</sup> haben die Vorspannkraft von Gold-, Titan- und goldbeschichteten Titanschrauben mit einer direkten Messmethode mittels Dehnungsmessstreifen (DMS) untersucht. Bei einem Anzugsdrehmoment von 35 Ncm erzielten die Titanschrauben eine Vorspannkraft von 142 N in einem präfabriziertem Abutment aus Titan und 233 N in einem UCLA Abutment (3i Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens (FL), USA).

Die großen Unterschiede in den Ergebnissen lassen sich durch die unterschiedlichen Studiendesigns erklären. Wie in Kapitel 5.1.4 beschrieben, unterscheidet sich die in dieser Arbeit verwendete Messeinheit vor allem durch das verwendete Kardangelock von anderen Messeinheiten. Sowohl Stüker et al.<sup>118</sup> als auch Byrne et al.<sup>123</sup> verwenden starre Rahmenkonstrukte für ihre Messungen. Die Prüfabutments und -implantate können somit nicht übereinander ausgerichtet werden. Die zur Überwindung des horizontalen Versatzes der Prüfkörper aufzuwendende Kraft könnte also die Friktion der Versuchsschrauben im Innengewinde des Testimplantats erhöht haben und so die erzielte Vorspannkraft in diesen Studien negativ beeinflussen.

## 6 Klinische Relevanz

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich in der Verwendung von Schrauben mit Feingewinde in Zirkoniumdioxidimplantaten und -abutments kein Vorteil in der erzielten Vorspannkraft gegenüber Schrauben mit Regelgewinde ergibt. In der Variation der Gewindegänge könnte sich jedoch bei Schrauben mit 2 Gewindegängen eine Möglichkeit ergeben, die Abutmentschrauben kürzer zu gestalten, um dadurch insgesamt kürzere Implantate auf den Markt bringen zu können. Die Ergebnisse dieser Untersuchung lassen darüber jedoch keinen validen Rückschluss zu. Es müssen weitere Untersuchungen folgen, um die Verwendbarkeit und Vorteile von Abutmentschrauben mit 2 Gewindegängen final zu überprüfen.

Das Material der Implantat-Abutment-Verbindung scheint ebenfalls keinen Einfluss auf die erzielbare Vorspannkraft der Verbindung zu haben. Titanschrauben erzielen bei Abutments und Implantaten aus Titan fast die gleiche Vorspannkraft wie in Komponenten aus Zirkoniumdioxid, wenn die gleiche Messmethode zu Grunde gelegt wird.

## 7 Zusammenfassung

Für eine erfolgreiche Behandlung mit implantatprothetischen Therapiekonzepten ist eine stabile Implantat-Abutment-Verbindung entscheidend. Vor allem die Abutmentschraube als komplikationsanfälligste Komponente dieser Verbindung steht im Mittelpunkt zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen. Implantate und Komponenten aus Zirkoniumdioxid sind schon seit einigen Jahren auf dem Markt erhältlich. Dennoch gibt es keine Studien, die sich mit der Vorspannkraft von Schrauben bei Implantaten und Abutments aus Zirkoniumdioxid beschäftigen. Ebenso wurden bisher noch keine Schrauben mit Feingewinde im Bereich der Implantologie untersucht. Die vorliegende Studie soll den beschriebenen Forschungsbedarf abdecken.

Um zu ermitteln, in wie weit die Schraubengeometrie Einfluss auf die Vorspannkraft bei Implantat-Abutment-Verbindungen aus Zirkoniumdioxid hat, wurden verschiedene Schrauben hergestellt. Mit einem Schraubekopfwinkel von 90° wurden Schrauben mit Feingewinde (M1,4x0,2) und 2, 4 und 6 Gewindegängen produziert. Zur Variation des Schraubekopfwinkels wurden Schrauben mit Feingewinde und 4 Gewindegängen sowie einem Schraubekopfwinkel von 30° und 60° hergestellt. Es wurden Gewindehülsen als Implantat-Analog und Schraubekopfauflagen aus Zirkoniumdioxid extern hergestellt und eingekauft (Firma Microceram, Meißen, Deutschland).

Um die Vorspannkraft der Verbindung messen zu können, wurden die Prüfkörper in eine zu diesem Zweck entwickelte Messeinheit integriert. Die Messeinheit besteht aus einem Gerüstzylinder, der als Rahmenkonstrukt dient. Im Inneren des Gerüstzylinders befindet sich die Gewindehülse als Implantat-Analog in einem Spannfutter, das in direkter Verbindung mit dem Messsensor steht. In einer Fassung über der Gewindehülse befindet sich die Schraubekopfauflage als Abutment-Analog. Gewindehülse und Schraubekopfauflage stehen dabei nicht in direktem Kontakt. Erst durch die Versuchsschrauben kommt diese Verbindung zustande. Die Zugkraft, die

beim Anziehen der Schraubenverbindung entsteht, wird vom Sensor registriert. Er leitet daraus die Vorspannkraft der Verbindung ab.

Jede Prüfverbindung wurde mit vier aufeinander folgenden Anzugsdrehmomenten angezogen (15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm und 30 Ncm). Nach jedem Anzugsvorgang erfolgte die Messung der Vorspannkraft. Die Messwerte sind somit in Abhängigkeit des Anzugsdrehmoments erhoben worden.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Gewindegangzahl der Schrauben keinen Einfluss auf die erzielte Vorspannkraft der Verbindung hat. Die gemessenen Vorspannkraften bei Schrauben mit 2, 4 und 6 Gewindegängen weisen einen nahezu linearen Einfluss des Anzugsdrehmoments auf die Vorspannkraft nach: Je höher das Anzugsdrehmoment, desto höher auch die ermittelte Vorspannkraft.

Der Schraubenkopfwinkel hingegen zeigte einen Einfluss auf die Vorspannkraft. Bei einem sehr steilen Schraubenkopfwinkel von 30° wurden die geringsten Werte für die Vorspannkraft ermittelt, bei einem Schraubenkopfwinkel von 90° die Höchsten.

Die Ergebnisse dieser Studie wurden mit Ergebnissen einer anderen Versuchsgruppe verglichen, die im selben Versuchsaufbau Schrauben mit gleicher Konfiguration, aber Regelgewinde (M1,6x0,35) statt Feingewinde und größerem Schraubendurchmesser untersuchten. Im Vergleich der Ergebnisse ergab sich kein Vorteil im Bezug auf die erzielte Vorspannkraft bei Schrauben mit Feingewinde.

Schrauben mit 2 Gewindegängen lieferten eine ähnliche Vorspannkraft wie Schrauben mit 4 oder 6 Gewindegängen. Dies legt die Möglichkeit nahe, kürzere Schrauben und somit kürzere Implantate zu entwickeln, um aufwendige Augmentationsmaßnahmen bei geringer Restknochenhöhe umgehen zu können. Vorher müssen jedoch weitere Untersuchungen folgen, um die Stabilität von Schrauben mit 2 Gewindegängen zu überprüfen.



## 8 Summary

For successful implant-based prosthetic therapy concepts a stable implant-abutment-interface (IAI) is crucial. Especially the abutment screw is a cause for complications afterwards and therefore subject to many scientific studies. Zirconia implants and components are available for some time now. But there are still no studies concerning the influence of the screw configuration on the achievable preload force within IAI made of zirconia. Also there are no studies about abutment screws with a fine thread. The aim of this study is to fill this gap.

To find out, how the preload force in IAI of zirconia is influenced by the screw configuration, different types of screws were manufactured. With a screw head angle (SHA) of 90°, fine thread (M1,4x0,2) screws of 2, 4 and 6 number of threads were produced. Likewise screws with a SHA of 30° und 60° and 4 numbers of thread. Corresponding threaded tubes as implant analogs as well as matching mounts for the screw head (abutment analog) made of zirconia by the company microceram were bought to use in this study.

To measure the preload of the different types of screws, a special measuring-unit was built. The unit consists of a scaffold cylinder. Inside the cylinder, the threaded tube is integrated into a mount, that is connected to the preload sensor. In a holding above the threaded tube, the mount for the screw head is integrated. Both components a not in direct contact. They are at first connected, when the screw is assembled. The sensor measures the tension force, when the coupling between implant screw and threaded tube is tightened. Now the preload of the connection can be determined by the sensor.

The tightening torques of 15 Ncm, 20 Ncm, 25 Ncm and 30 Ncm were applied consecutively to the screw. The measurement values of each screw was registered according to the tightening torque, since the preload force was registered after application of each tightening torque.

The results of this study showed, that the number of threads had no impact on the achieved preload force within IAI made of zirconia. The influence of the tightening torque showed an almost linear influence on the preload: The higher the tightening torque gets, the higher a preload force is achieved.

The SHA however showed influence on the preload. The lowest preload was measured within screws consisting of a steep SHA of 30°. The highest values were achieved by screws with SHA 90°.

The results of this study were compared to the results of the research team Zipprich et al., who measured preload forces in the same setup and screws with standard metric thread (M1,6x0,35). The comparison showed no advantage of fine thread screws over screws with standard metric thread.

Screws with 2 number of threads showed similar values for preload force than screws with 4 and 6 number of threads. Therefore, screws with 2 numbers of threads could come to use for development of short implants, to avoid complex augmentation. But beforehand, there have to be more studys to evaluate the stability of these screws.

## 9 Literaturverzeichnis

1. Buser D, Belser UC. Fortschritte und aktuelle Trends in der oralen Implantologie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1998;108:327-342.
2. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plas Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.
3. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1976;86:3-27.
4. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9:15-25.
5. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
6. Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44:274-282.
7. Ledermann PD. Über 20 jährige Erfahrung mit der sofortigen funktionellen Belastung von Implantatstegen in der Regio interforaminalis. *Z Zahnärztl Implantol.* 1996;12:123-136.
8. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face med.* 2008;4:1-8.
9. Mellinghoff J. Zehn Jahre Implantologie mit Keramikimplantaten–Einsichten und Aussichten. *Zahntech Mag.* 2014;18:264-268.
10. Mellinghoff J. Implantieren mit Zirkonoxid. *J Cont Dent Educ.* 2015;1:6-12.
11. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:97-113.

12. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:1102-1107.
13. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:720-726.
14. Zipprich H, Rathe F, Pinz S, Schlotmann L, Lauer H-C, Ratka C. Effects of screw configuration on the preload force of implant-abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33:25-32.
15. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:367-377.
16. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol*. 2001;27:63-72.
17. Kannan A. Effect of coated surfaces influencing screw loosening in implants: A systematic review and meta-analysis. *World J Dent*. 2017;8:496-502.
18. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;15:77-81.
19. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6:157-164.
20. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91:326-334.
21. Kim S, Lee J, Koak J, et al. An abutment screw loosening study of a diamond like carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005;32:346-350.

22. Park C-I, Choe H-C, Chung C-H. Effect of surface coating on the screw loosening of dental abutment screws. *Metal Mater Int.* 2004;10:549-553.
23. Preis V, Kammermeier A, Handel G, Rosentritt M. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater.* 2016;32:765-774.
24. Wagner W, Koeck B, eds. *Praxis der Zahnheilkunde: Implantologie.* 2nd ed. München: Elsevier Verlag; 2004.
25. Steinebrunner L, Bößmann K, Kern M. Implantat-Abutment-Verbindungen - Präklinische Testmethoden. *Implantol.* 2005;13:145-160.
26. Sollazzo V, Palmieri A, Pezzetti F, et al. Genetic effect of zirconium oxide coating on osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;84:550-558.
27. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dent Mater.* 2008;24:357-361.
28. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;2:560-566.
29. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1991;18:264-274.
30. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992;1:289-294.
31. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:74-81.
32. 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.
33. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implant Res.* 2004;15:560-569.

34. Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber HP. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:640-647.
35. Weigl P, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:337-347.
36. Sauer B, ed. *Konstruktionselemente Des Maschinenbaus 1: Grundlagen der Berechnung und Gestaltung von Maschinenelementen.* 7th ed. Heidelberg: Springer; 2008.
37. Repenning D. Bewertung von Materialien für den implantologischen Einsatz–1. Folge: Titan Implantol Z. 2006;7:14-19.
38. Wagner W, Valentin A. Morphometrischer Vergleich der Knochenrelationen an Titan und einer vanadiumhaltigen und vanadiumfreien Titanlegierung. *Z Zahnärztl Implantol.* 1987;3:48-53.
39. Han Ch, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:1-10.
40. Spiekermann H, ed. *Farbatlas der Zahnmedizin Band 10, Implantologie.* Stuttgart: Thieme Verlag; 1994.
41. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17:536-543.
42. Wagner W, Al-Nawas B. Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht. In Koeck B, Wagner W, ed. *Praxis der Zahnheilkunde: Implantologie.* 2nd ed. München: Elsevier Verlag; 2004:61-71.
43. Wennerberg A. The role of surface roughness for implant incorporation in bone. *Cell Mater.* 1999;9:1-19.
44. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:76-94.

45. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant–abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont.* 2011;20:510-516.
46. Grössner-Schreiber B, Terheyden H. Implantatdesign–Form-und Oberflächengestaltung enossaler Implantate. *Implantol.* 2004;12:213-223.
47. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am implantat-abutment-interface. *Implantol.* 2007;15:31-46.
48. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:290-298.
49. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13:409-431.
50. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:83-89.
51. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88:604-610.
52. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:681-690.
53. Zarb G, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64:185-194.
54. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:529-536.
55. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén L-Å. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent.* 1997;78:582-591.

56. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-431.
57. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, Von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:225-234.
58. Levine RA, Clem D, Wilson T, Higgibottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Results of Loading for 2 or More Years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:516-520.
59. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:156-158.
60. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Research.* 2009;11:158-166.
61. Kammermeier A, Rosentritt M, Behr M, Schneider-Feyrer S, Preis V. In vitro performance of one-and two-piece zirconia implant systems for anterior application. *J Dent.* 2016;53:94-101.
62. Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature.* 1975;258:703-704.
63. Boysen H, Frey F, Vogt T. Neutron powder investigation of the tetragonal to monoclinic phase transformation in undoped zirconia. *Acta Crystallogr Sect B: Struct Sci.* 1991;47:881-886.
64. Maier HR. *Leitfaden technische Keramik: Werkstoffkunde II-Keramik:* Aachen: Lehrstuhl und Institut für Keramische Komponenten im Maschinenbau; 2005.
65. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4:130-151.
66. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1-25.



67. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83:461-487.
68. Rieger W, Köbel S, Weber W. Herstellung und Bearbeitung von Zirkonoxid-Keramiken für dentale Anwendungen. *Dig\_dent News Int J.* 2007;1:1-12.
69. Tinschert J, Tokmakidis K, Latzke P, Natt G, Spiekermann H. Zirkonoxid in der Implantologie–Grundlage und aktuelle Aspekte. *Implantol.* 2007;15:371-381.
70. Albrektsson T, Hansson H, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials.* 1985;6:97-101.
71. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent.* 1993;69:599-604.
72. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68:322-326.
73. Kohal RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han JS, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:333-339.
74. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol.* 2004;75:1262-1268.
75. Koch F, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:350-356.
76. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J. Periodontol.* 2004;75:292-296.
77. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000.* 2017;73:241-258.

78. Lambrich M, Iglhaut G. Vergleich der Überlebensrate von Zirkondioxid- und Titanimplantaten. *Z Zahnärztl Impl.* 2008;24:182-191.
79. Stoll P. Minimalinvasive Insertion von Zirkonoxidimplantaten. *Implantol J.* 2008;6:28-38.
80. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:336-344.
81. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014;42:1019-1026.
82. Decker K-H, ed. *Maschinenelemente-Funktion, Gestaltung und Berechnung.* 19th ed. München: Hanser; 2014.
83. Wittel H, Muhs D, Jannasch D, Vossiek J. *Roloff/Matek Maschinenelemente.* 20th ed. Heidelberg: Springer; 2011.
84. Wiegand H, Kloos K-H, Thomala W. *Schraubenverbindungen: Grundlagen, Berechnung, Eigenschaften, Handhabung.* 5th ed. Heidelberg: Springer-Verlag; 2007.
85. Hinzen H. *Basiswissen Maschinenelemente.* Oldenburg: Walter de Gruyter GmbH; 2009.
86. Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJV, de Moraes Telles D, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:475-480.
87. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA, Garcia Jr IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 2012;21:46-50.
88. Grote K-H, Engelmann F, Beitz W, Syrbe M, Beyerer J, Spur G. *Das Ingenieurwissen: Entwicklung, Konstruktion und Produktion.* Heidelberg: Springer-Verlag; 2008.
89. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.* 2006;15:427-435.

90. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71:592-599.
91. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol.* 2003;29:242-245.
92. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:124-132.
93. Xie Y, Zhou J, Wei Q, et al. Improving the long-term stability of Ti6Al4V abutment screw by coating micro/nano-crystalline diamond films. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63:174-182.
94. Pardal-Peláez B, Sanz-Alonso J, González-Serrano J, Montero-Martín J. Strategies to reduce torque loss of abutment screws. *J Oral Res Rev.* 2018;10:68-75.
95. Bacchi A, Regalin A, Bhering CLB, Alessandretti R, Spazzin AO. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:375-379.
96. Saliba FM, Cardoso M, Torres MF, Teixeira AC, Lourenço EJV, Telles DdM. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:63-67.
97. Jung S-W, Son M-K, Chung C-H, Kim H-J. Abrasion of abutment screw coated with TiN. *Journal Adv Prosthodont.* 2009;1:102-106.
98. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84:194-199.
99. Kim HJ, Choe HC, Chung CH. Effect of TiN coating of abutment screw on detorque force. *J Kor Acad Prosthodont.* 2007;45:329-338.
100. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:149-155.

101. Hill EE, Phillips SM, Breeding LC. Implant abutment screw torque generated by general dentists using a hand driver in a limited access space simulating the mouth. *J Oral Implantol.* 2007;33:277-279.
102. Fritz AH, Schulze G, eds. *Fertigungstechnik.* 11th ed. Heidelberg: Springer; 2015.
103. Paucksch E, Holsten S, Linß M, Tikal F. *Zerspantechnik: Prozesse, Werkzeuge, Technologien.* 12th ed. Heidelberg: Springer-Verlag; 2008.
104. Grote K-H, Feldhusen J, eds. *DUBBEL: Taschenbuch für den Maschinenbau.* 22nd ed. Heidelberg: Springer; 2007.
105. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng.* 2014;24:2143-2149.
106. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:22-38.
107. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:119-130.
108. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol.* 2002;28:67-73.
109. Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FDd, Fernandes Neto AJ, Mattos MdGCd, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19:358-363.
110. Assunção WG, Dos Santos PH, Delben JA, Gomes ÉA, Barao VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Engineer Performan.* 2009;18:935-938.
111. Rocha Bernardes S, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Faria Ribeiro R. Loss of preload in screwed implant joints as a function of

- time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:89-96.
112. Dzedzic DSM, Nhata J, Jamcoski VH, Dzedzic M. Assessment of preload in carbon coated prosthetic screws. *Rev Sul-Brasil Odontol*. 2012;9:137-142.
  113. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent*. 2011;106:159-169.
  114. Paepoemsin T, Reichart P, Chaijareenont P, Strietzel F, Khongkhunthian P. Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral Implantol*. 2016;9:213-221.
  115. Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:175-183.
  116. Doolabh R, Dullabh HD, Sykes LM. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *SADJ*. 2014;69:316-320.
  117. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002;88:183-191.
  118. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NPd. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008;16:55-58.
  119. Skolaut W, ed. *Maschinenbau*. Heidelberg: Springer; 2014.
  120. Dentsply Sirona Implants  
<https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de-de/explore/implants/atis/tx/IMP-Prothetik-verschraubte-Loesungen-AstraTechImplantSystem.pdf>  
 Accessed December 23, 2020
  121. Staumann: Assembly instructions for ratchet and torque control device

<https://c1-preview.prosites.com/69783/wy/docs/Ratchet%20and%20Torque%20Instructions.pdf>

Accessed December 23, 2020

122. Nobel Biocare Häufig gestellte Fragen: Wie ist der Drehmomentwert für prothetische Komponenten?

<https://www.nobelbiocare.com/de/de/home/customer-service/faqs/top-questions.html>

Accessed December 23, 2020

123. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15:164-171.

## 10 Anhang

### 10.1 Ergebnisse

Tabelle 4 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 30°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	96,958	126,096	166,305	209,769
2	101,485	125,721	155,427	184,174
3	87,5	127,112	160,683	196,9
4	104,824	127,259	156,322	185,72
5	92,749	127,722	152,002	186,318
6	112,055	134,277	163,555	193,353
7	101,084	118,181	155,114	194,748
8	87,623	126,065	156,449	191,207
9	82,476	113,803	146,343	194,514
10	86,496	119,667	154,824	205,092
average value	95,325	124,5903	156,7024	194,1795
standard dev.	9,51103171	5,81688002	5,69903618	8,252586
Variance	90,4597242	33,8360931	32,4790134	68,1051756
upper quantile	101,38475	127,22225	159,6245	196,362
Maximum	112,055	134,277	166,305	209,769
Minimum	82,476	113,803	146,343	184,174
lower quantile	87,53075	121,1805	154,8965	187,54025
Median	94,8535	126,0805	155,8745	193,9335

Tabelle 4: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 30°

Tabelle 5 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 60°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	131,972	188,454	249,343	310,109
2	141,189	188,114	223,245	269,788
3	157,985	205,778	245,072	280,856
4	133,139	192,415	242,447	281,801
5	142,477	185,119	204,723	241,743
6	135,183	163,585	212,963	270,146
7	139,367	183,004	223,515	274,98
8	145,309	193,009	224,719	270,349
9	154,113	183,872	233,727	281,958
10	152,238	202,204	236,239	272,005
average value	143,2972	188,5554	229,5993	275,3735
standard dev.	9,03420275	11,5754549	14,3457891	16,8244646
Variance	81,6168193	133,991157	205,801666	283,062611
Upper quantile	150,50575	192,8605	240,895	281,56475
Maximum	157,985	205,778	249,343	310,109
Minimum	131,972	163,585	204,723	241,743
lower quantile	136,229	184,18375	223,3125	270,19675
Median	141,833	188,284	229,223	273,4925

Tabelle 5: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 60°



Tabelle 6 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 2; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	156,318	211,072	258,67	314,32
2	158,794	215,636	264,421	313,698
3	171,122	214,328	263,547	290,236
4	166,291	206,284	252,364	287,194
5	166,071	195,017	257,827	301,134
6	148,342	188,163	237,198	282,028
7	156,685	223,488	242,431	271,49
8	156,069	192,53	249,537	289,847
9	163,658	218,387	267,681	317,423
10	173,553	213,917	255,433	301,926
average value	161,6903	207,8822	254,9109	296,9296
standard dev.	7,78880071	11,9942565	9,75173472	15,2941747
Variance	60,6654165	143,86219	95,0963301	233,911781
upper quantile	166,236	215,309	262,32775	310,755
Maximum	173,553	223,488	267,681	317,423
Minimum	148,342	188,163	237,198	271,49
lower quantile	156,40975	197,83375	250,24375	287,85725
Median	161,226	212,4945	256,63	295,685

Tabelle 6: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 2 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

Tabelle 7 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	168,989	231,106	289,869	338,639
2	166,008	228,634	275,383	370,246
3	161,211	233,112	280,913	333,704
4	129,464	218,708	255,856	299,505
5	244,857	244,465	266,852	306,287
6	161,091	226,357	272,76	317,194
7	143,587	197,193	251,9	310,153
8	118,594	180,179	246,101	281,942
9	153,66	230,217	272,713	299,556
10	149,174	224,464	275,031	334,508
average value	159,6635	221,4435	268,7378	319,1734
standard dev.	33,9817299	18,9143668	13,6460808	25,4794444
Variance	1154,75797	357,75327	186,215522	649,202087
upper quantile	164,80875	230,88375	275,295	334,307
Maximum	244,857	244,465	289,869	370,246
Minimum	118,594	180,179	246,101	281,942
lower quantile	144,98375	220,147	258,605	301,23875
Median	157,3755	227,4955	272,7365	313,6735

Tabelle 7: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

Tabelle 8 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 6; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	141,338	203,269	254,531	305,915
2	157,057	225,098	283,467	357,021
3	151,035	230,445	288,825	321,994
4	155,54	205,691	234,012	327,17
5	142,421	214,327	274,437	301,663
6	162,858	223,264	263,018	323,268
7	120,836	133,363	201,483	271,556
8	139,836	190,714	245,473	320,549
9	162,226	201,232	254,479	316,731
10	100,364	168,104	222,674	293,297
average value	143,3511	199,5507	252,2399	313,9164
standard dev.	19,7324841	29,608429	27,4088293	22,7840325
variance	389,370931	876,659066	751,243925	519,112135
upper quantile	156,67775	221,02975	271,58225	322,9495
maximum	162,858	230,445	288,825	357,021
minimum	100,364	133,363	201,483	271,556
lower quantile	140,2115	193,3435	236,87725	302,726
median	146,728	204,48	254,505	318,64

Tabelle 8: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,4x0,2 mit 6 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

## 10.2 Vergleichsergebnisse der Arbeitsgruppe Zipprich, Ratka, Reuter

Tabelle 9 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 30°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	150,51	151,282	192,457	224,405
2	104,105	148,316	179,006	187,22
3	97,419	122,712	173,461	177,72
4	76,805	117,486	129,223	156,882
5	54,301	90,44	108,335	132,072
6	82,572	117,747	128,163	146,675
7	88,982	126,317	148,265	178,06
8	84,982	110,922	146,023	176,048
9	72,67	107,725	133,235	158,701
10	111,94	133,655	175,358	176,121
average value	92,4286	122,6602	151,3526	171,3904
standard dev.	26,1790473	18,4438689	27,4134979	25,2059195
variance	685,342518	340,176301	751,499867	635,338376
upper quantile	102,4335	131,8205	174,88375	177,975
maximum	150,51	151,282	192,457	224,405
minimum	54,301	90,44	108,335	132,072
lower quantile	78,24675	112,563	130,226	157,33675
median	86,982	120,2295	147,144	176,0845

Tabelle 9: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,6x0,35 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 30°

Tabelle 10 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 60°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	152,033	217,618	273,354	292,184
2	161,067	201,567	298,461	296,985
3	141,936	187,846	250,65	270,358
4	136,998	173,042	247,196	263,286
5	127,885	152,899	202,242	243,887
6	133,06	183,418	247,234	269,221
7	123,527	164,794	214,446	228,651
8	162,845	188,979	245,282	296,819
9	148,014	183,925	236,328	268,363
10	129,988	176,407	226,742	258,237
average value	141,7353	183,0495	244,1935	268,7991
standard dev.	13,8400142	18,2072497	27,6238428	22,3697378
variance	191,545993	331,503941	763,076693	500,405171
upper quantile	151,02825	188,69575	249,796	286,7275
maximum	162,845	217,618	298,461	296,985
minimum	123,527	152,899	202,242	228,651
lower quantile	130,756	173,88325	229,1385	259,49925
median	139,467	183,6715	246,239	268,792

Tabelle 10: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,6x0,35 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 60°

Tabelle 11 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 2; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	173,275	219,148	275,124	363,706
2	201,043	247,853	290,211	312,925
3	160,812	242,886	304,313	329,191
4	194,984	332,992	312,938	382,481
5	205,337	258,885	317,484	367,135
6	202,937	247,518	304,275	320,344
7	215,03	271,931	322,149	368,237
8	182,259	241,938	316,57	336,807
9	197,246	262,89	328,617	358,16
10	168,847	217,863	284,696	349,582
average value	190,177	254,3904	305,6377	348,8568
standard dev.	17,8484585	32,5439659	17,4006743	23,055154
variance	318,56747	1059,10972	302,783465	531,540127
upper quantile	202,4635	261,88875	317,2555	366,27775
maximum	215,03	332,992	328,617	382,481
minimum	160,812	217,863	275,124	312,925
lower quantile	175,521	242,175	293,727	331,095
median	196,115	247,6855	308,6255	353,871

Tabelle 11: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,6x0,35 mit 2 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

Tabelle 12 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 4; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	157,05	269,397	286,681	353,636
2	119,36	189,102	224,669	262,545
3	112,846	165,521	235	279,908
4	134,108	205,205	267,821	308,814
5	77,243	141,341	193,927	254,871
6	106,04	181,571	201,515	293,978
7	151,024	155,689	228,316	274,664
8	104,34	167,07	225,088	259,64
9	120,827	197,964	249,024	295,037
10	112,304	175,598	239,764	299,012
average value	119,5142	184,8458	235,1805	288,2105
standard dev.	23,361047	35,4056878	27,9385755	29,326686
variance	545,738515	1253,56273	780,563999	860,054513
upper quantile	130,78775	195,7485	246,709	298,01825
maximum	157,05	269,397	286,681	353,636
minimum	77,243	141,341	193,927	254,871
lower quantile	107,606	165,90825	224,77375	265,57475
median	116,103	178,5845	231,658	286,943

Tabelle 12: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,6x0,35 mit 4 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°

Tabelle 13 Vorspannkraft (Gewindegangzahl 6; Schraubenkopfwinkel: 90°)

screw no.	F(15Ncm)[N]	F(20Ncm)[N]	F(25Ncm)[N]	F(30Ncm)[N]
1	152,568	229,078	313,653	385,11
2	126,924	193,63	259,482	326,749
3	178,783	217,095	298,511	331,82
4	180,059	216,44	291,02	338,674
5	188,844	221,116	286,493	320,377
6	157,741	217,862	282,969	304,24
7	173,221	246,338	308,424	340,792
8	174,364	247,7	300,247	332,285
9	165,272	204,846	279,348	283,18
10	136,576	185,211	261,706	271,35
average value	163,4352	217,9316	288,1853	323,4577
standard dev.	19,9474072	20,1737778	18,1093997	31,9861394
variance	397,899055	406,981312	327,950359	1023,11311
upper quantile	177,67825	227,0875	299,813	337,07675
maximum	188,844	247,7	313,653	385,11
minimum	126,924	185,211	259,482	271,35
lower quantile	153,86125	207,7445	280,25325	308,27425
median	169,2465	217,4785	288,7565	329,2845

Tabelle 13: Vorspannkraft der Versuchsschrauben M1,6x0,35 mit 6 Gewindegängen, Schraubenkopfwinkel 90°



## 11 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Lauer ausdrücklich für die Überlassung des Dissertationsthemas. Als Hochschullehrer war er mit seinen spannenden, evidenzbasierten Vorlesungen und seiner genauen, korrekten Arbeit für mich als Studierende ein Vorbild und eine stete Quelle der Inspiration. Das ist er noch heute und seine Lektionen sind mir noch immer gegenwärtig.

Besonders danken möchte ich Herrn Dipl.-Ing. H. Zipprich für die gute und kompetente Betreuung meiner Dissertation. Trotz vieler Verpflichtungen in Forschung und Wissenschaft stand er für mich als Ansprechpartner stets zur Verfügung und hat mir auch in schwierigen Situationen immer weiter geholfen. Sein Fachwissen und seine klaren Vorstellungen haben mir den Weg für diese Arbeit gewiesen.

Ich danke auch meiner Familie: Meiner Mutter, die mir die Wichtigkeit dieser Arbeit immer verdeutlicht hat, meinem Vater, der den Stein ins Rollen gebracht hat und meiner Schwester, die nie daran gezweifelt hat, dass ich es schaffen würde.

Vor allem aber möchte ich meinem Mann danken, ohne dessen stete Ermutigung, seinem unerschütterlichen Glaube an diese Arbeit und sein unermüdliches Korrekturlesen ich noch immer nicht an diesem Punkt angekommen wäre.

Ganz besonders danke ich meinen Kindern, die ich grenzenlos liebe. Meiner Tochter Emilia, deren Schlafenszeiten ich gut zum Schreiben dieser Arbeit nutzen konnte und die mich allein durch ihre Anwesenheit motiviert, stets mein Bestes zu geben. Und meinem Sohn Theo, der schon bevor er kam so viel für uns getan hat und seit er da ist, noch viel mehr.

## 12 Schriftliche Erklärung

### Schriftliche Erklärung

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

**Der Einfluss der Gewindegangzahl und des Drehmoments  
auf die Vorspannkraft der Implantat-Abutment-Verbindung bei  
Zirkoniumdioxid-Implantaten und -Abutments**

in dem Zentrum der Zahn- Mund und Kieferheilkunde (Carolinum) unter der Betreuung und Anleitung von Herrn Prof. Dr. H.-Ch. Lauer und mit Unterstützung durch Dipl. Ing. H. Zipprich ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

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

---

(Ort, Datum)

---

(Unterschrift)