

Dauerbelastungen von vorgefertigten Stegen auf einteiligen Dentalimplantaten

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Esra Topal

aus Bonn

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Peter Bourauel
2. Gutachterin: PD Dr. Birgit Rath-Deschner

Tag der Mündlichen Prüfung: 18.12.2024

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

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Für Nisa Aysel Yesildag und Aras Vecdet Yesildag

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung.....	8
1.1 Design von Befestigungssystemen für Prothesen	12
1.1.1 Locator®-System.....	12
1.1.2 Beispiel für einen Geschiebesteg: der Dolder®-Steg	13
1.1.3 Kugelkopfkanker.....	14
1.1.4 Vario-Soft als Beispiel für ein Snap-System	14
1.2 Befestigungen von Stegen auf Implantaten	15
1.2.1 Teleskopbefestigungen	15
1.3 Herstellung und Anpassung von Stegen	16
1.4 Fragestellung und Ziele	19
2. Material und Methoden	21
2.1 Material.....	21
2.1.1 Prüfkörper.....	21
2.1.2 Prüfgerät und Testaufbau.....	21
2.2 Methoden	26
2.2.1 Statische Belastungstests	26
2.2.2 Dynamische Belastungstests	26
2.2.3 Messung der Losdrehmomente nach erfolgten Belastungstests	27
2.2.4 Dauerbelastungsfestigkeit der SFI-Bars® bei kritischer Last und überhöhten Anzugsdrehmomenten der Schraubverbindungen	27
2.2.5 Untersuchung der Losdrehmomente von CrCN-beschichteten Schraubverbindungen bei kritischer Last und erhöhtem Anzugsdrehmoment... 27	27
3. Ergebnisse	28
3.1.1 Statische Belastungstests und Ermittlung der oberen Belastungshöhe für die dynamischen Prüfungen	28

3.1.2	Dynamische Belastungstests mit SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten bei $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen	29
3.1.3	Dynamische Belastungstests an SFI-Bars® auf BPI-Implantaten	41
3.1.4	Dynamischer Belastungstest von SFI-Bars® auf BPI-Implantaten über $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen bei 180 N	55
3.2	Messung der Losdrehmomente von SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten nach durchgeführten Ermüdungstests.....	57
3.2.1	Dauerbelastungsfähigkeit des SFI-Bar®-Systems bei kritischer Last und überhöhten Anzugsdrehmomenten der Schraubverbindungen	62
3.2.2	Dauerbelastungsfähigkeit des SFI-Bar®-Systems bei überhöhten Anzugsdrehmomenten und CrCN-beschichteten Schraubverbindungen unter kritischer Last	63
3.2.3	Vergleich der Losdrehmomente der Schraubverbindungen von unbeschichteten und CrCN beschichteten Fixationsschrauben	65
4.	Diskussion	67
4.1	Klinische Relevanz der untersuchten Kräfte	67
4.2	Ermüdungsbelastungen von SFI-Bars® über die Zyklenanzahl	68
4.3	Einfluss von Ermüdungsbelastungen und Anzugsdrehmoment auf das Losdrehmoment der Schraubverbindungen	72
4.4	Klinisches Fazit.....	72
5.	Zusammenfassung	73
6.	Abbildungsverzeichnis	75
7.	Literaturverzeichnis	80
8.	Danksagung	86

Abkürzungsverzeichnis

FIXL/R	Fixierungsschraube links / rechts
Hz	Hertz
IADL/R	Implantatadapter links / rechts
Min	Minute
Ncm	Newtonzentimeter
mm	Millimeter
N	Newton
µm	Mikrometer

1. Einleitung

Vollständig zahnlose Patienten machen etwa 10 % der Weltbevölkerung aus. Der Anteil dieser Patienten ist abhängig vom Alter. Im Alter von 70 Jahren verfügen etwa 45 % der Bevölkerung über keine natürlichen Zähne mehr (Misch, 2015). Aufgrund der demographischen Entwicklung steigt der Anteil älterer Menschen an der Bevölkerung. Zwar zeigt sich in den Industrieländern eine Abnahme des Anteils der Patienten mit komplettem Zahnverlust, durch die Zunahme der älteren Bevölkerung wird es dennoch zu einer Nettozunahme der Anzahl von Patienten mit teilweisem oder vollständigem Zahnverlust kommen (Douglass et al., 2002).

Traditionell wird der Großteil dieser Patienten mit einer Vollprothese behandelt. Diese besteht aus entsprechend gefärbtem Kunststoff, an dem die künstlichen Zähne direkt befestigt sind. Diese Prothese liegt auf dem Kiefer und an der Mundschleimhaut auf. Diese Lösung versorgt Patienten mit funktioneller und ästhetischer Wiederherstellung zu relativ geringen Kosten (Bilhan et al., 2012).

Jedoch zeigen Personen, die lange Vollprothesen getragen haben, zunehmenden Verlust von Alveolarknochen. Dies kann dazu führen, dass der Alveolarnerv näher an der Knochenoberfläche liegt. In der Summe kann dies zu einem schlechten Sitz der Prothese sowie Schmerzen führen, insbesondere im Bereich des Unterkiefers (Ha et al., 2012). Vollprothesenträger fühlen sich in der Folge oft unsicher und meiden die Öffentlichkeit (Bochdam et al., 2008).

Um die Nachteile der Vollprothese auszugleichen, entstand Anfang des 20. Jahrhunderts die Idee, Zahnprothesen auf Implantaten, die fest im Kieferknochen verankert sind, zu befestigen. In einer weiteren Entwicklungsstufe wurden die Implantate dann mit Stegen verbunden. Dieser Ansatz zielte zunächst darauf ab, Stabilität und Halt für Vollbogenrestorationen zu bieten. Zahnstege, auch Zahngerüste oder Zahnbogenstege genannt, sind dabei Vorrichtungen, die Implantate fest miteinander verbinden. Die gesamte prothetische Konstruktion besteht dabei typischerweise aus zwei Elementen: einer festsitzenden Primärkonstruktion aus einem oder mehreren metallenen Stegen, die an Implantaten im Kiefer verankert sind sowie einer herausnehmbaren Zahnprothese, die auf dem Steg einrastet und damit fest sitzt. Der Steg hat dabei eine Halte- und Stützfunktion. Stege können

dabei nicht nur an Implantaten befestigt sein, sondern ebenso an Wurzelkappen oder Zahnkronen. Mehrere Stege können dabei miteinander verbunden werden.

Der Hauptzweck von Stegen in der Zahnheilkunde besteht darin, die Implantate im Kiefer zu verblocken und damit die auftretenden Kräfte gleichmäßig auf mehrere Implantate zu verteilen. In der Folge wird eine langlebigere und eine solide Grundlage für Zahnersatz geschaffen (Bochdam et al., 2008; Ledermann, 1983; Schrenker, 2003).

Die eigentliche Zahnprothese – auch Stegprothese genannt – wird mittels verschiedener Mechanismen auf dem Steg fixiert. Bei einem ausreichenden Knochenangebot kann gewählt werden zwischen einer festsitzenden und einer herausnehmbaren Konstruktion. Bei fortgeschrittenem Knochenabbau überwiegen die Vorteile einer herausnehmbaren Variante (Bochdam et al., 2008). Herausnehmbare Stegprothesen fallen unter die kombinierten Zahnersätze, da ein Teil herausnehmbar und der zweite Teil fest im Mund verankert ist.

Für die Versorgung mit einem Steg müssen mindestens zwei Implantate gesetzt oder zwei Zähne entsprechend beschliffen und überkront werden (Schrenker, 2003). Die Verwendung von vier oder mehr Implantaten führt jedoch zu einer längeren Lebensdauer des Systems (Bochdam et al., 2008). In den vergangenen Jahren wurden viele Implantat- und Stegsysteme entwickelt sowie diverse Halteelemente zur Befestigung der Zahnprothese am Steg erprobt (zum Beispiel Dolderstege, Kugelkopfanker, Teleskope und Magnete, Bochdam et al., 2008).

Für die Patienten sind dabei entscheidende Faktoren der Zufriedenheit die Handhabbarkeit, Haltbarkeit, Ästhetik und gute Reinigbarkeit (Goodacre et al., 2003). Aus klinischer Sicht sind Osseointegration, Entzündungsfreiheit und röntgenologischer Knochenabbau wichtige Kriterien für die Qualität einer Prothese (Bochdam et al., 2008).

Letztendlich gewinnt der Patient einige Vorteile durch steggetragene Prothesen gegenüber Vollprothesen. Zunächst sitzt die Stegprothese deutlich fester als eine Vollprothese. Bei Vollprothesen sind Bewegungen bis zu 10 mm möglich. Der festere Sitz führt zu einem verbesserten Patientenerlebnis beim Kauen und Sprechen. Weiterhin führt der lockere Sitz einer Vollprothese zu Verlust von Zahnfleisch und Knochen. Die Einleitung der Kaukräfte in den Knochen durch die Implantate bei Stegprothesen führt zu einer

Stimulation des Knochengewebes und damit zu weniger Knochenverlust. Ebenfalls bedingt durch die bessere Kraftübertragung sind höhere Kaukräfte möglich. Das führt zu einem natürlicheren Kauerlebnis der Patienten. Weiterhin kann eine traditionelle Vollprothese durch Muskelbewegungen beim Sprechen angehoben werden. Das kann zu Klick-Geräuschen führen, wenn die Prothese an die gegenüberliegenden Zähne stößt. Durch den festen Sitz einer Stegprothese werden diese eliminiert (Misch, 2015). Nachteile von Stegen gegenüber herkömmlichen Vollprothesen sind eine längere Behandlungszeit und höhere Kosten (Ha et al., 2012).

Herausnehmbare Stegprothesen haben ebenfalls einige Vorteile gegenüber fixen Zahnimplantaten. Häufig sind weniger Implantate nötig, um eine Stegkonstruktion zu stützen als bei entsprechenden fixen Implantaten nötig wären. Das ermöglicht, Regionen mit unzureichendem Knochen zu umgehen. Es muss also weder Knochenaufbau betrieben werden, noch müssen Implantate an schwierigen Stellen mit ungünstiger Prognose gesetzt werden. Dadurch können die Kosten der Behandlung deutlich reduziert werden. Ästhetische Gesichtspunkte spielen ebenfalls eine Rolle. Bei zahnlosen Patienten führt der Knochenverlust oft zu einem eingefallenen Gesicht. Mit einer Stegprothese kann das relativ einfach ausgeglichen werden (Misch, 2015).

Sowohl die nötige Hygiene zu Hause als auch die professionelle Pflege von Prothese und Implantaten sind bei einer herausnehmbaren Lösung wesentlich besser und einfacher durchzuführen als bei fixen Prothesen. Das führt in der Regel zu einer längeren Haltbarkeit (Misch, 2015). Der größte Nachteil einer herausnehmbaren Stegprothese ist die Patientenpsychologie. Eine fixe Prothese wird häufiger als Teil des eigenen Körpers empfunden, was die Akzeptanz steigert (Misch, 2015).

In den letzten zwei Jahrzehnten hat sowohl der Einsatz als auch die Entwicklung von Stegprothesen gute Ergebnisse erzielt. Sowohl die Patientenzufriedenheit als auch die Haltbarkeit der Systeme nahmen zu (Kiener und Mericske, 2001; MacEntee und Glick, 2005; Merieske-Stern, 1998).

Die mechanische Verbindung zwischen der herausnehmbaren Prothese und dem Implantat bzw. Steg wird dabei auf verschiedene Weisen erreicht. Dabei unterscheiden sich die verschiedenen Systeme in Form und Material. Grob können die verschiedenen

Verbindungssysteme in vier Kategorien eingeteilt werden: Kugelsysteme, Geschiebe und Clip, magnetische Halterungen und Teleskophalterungen (Sutariya et al., 2021).

Die vorhandene Literatur liefert keine klaren Werte in Bezug auf die zu erzielenden Haltekräfte für die Prothesen auf dem Steg. Letztendlich hängt diese von mehreren Faktoren ab, wie der Anatomie des Patienten, Einschränkungen im Prothesenauflagebereich oder der Fähigkeit des Patienten, die Prothese einzusetzen/zu entfernen (Miler et al., 2017).

1.1. Design von Befestigungssystemen für Prothesen

Im Folgenden werden die derzeit gängigsten Befestigungssysteme für Zahnprothesen auf Stegen kurz vorgestellt.

1.1.1. Locator®-System (Zest Dental Solutions, Carlsbad, USA)

Der Locator®-Steg besteht aus zwei Hauptkomponenten: dem Locator®-Abutment, das auf dem Steg oder Implantat befestigt wird, und dem entsprechenden Locator®-Einsatz, der in die Prothese eingebaut wird.

Das Locator®-Abutment ist ein Implantatabutment, das eine konische Form aufweist und in das Implantat eingeschraubt wird. Es hat eine Halterung mit einem Gummiring, der als Retentionsmechanismus dient. Der Locator®-Einsatz ist eine Matrize, die in die Prothese eingearbeitet wird und auf den Locator®-Abutments einrastet. Der Gummiring im Abutment und der Einsatz erzeugen eine Verbindung, die die Prothese auf den Implantaten hält. Die flexible Art der Verbindung (siehe Abbildung 1) macht Winkel zwischen den Implantaten von bis zu 40 ° möglich (Miler et al., 2017).

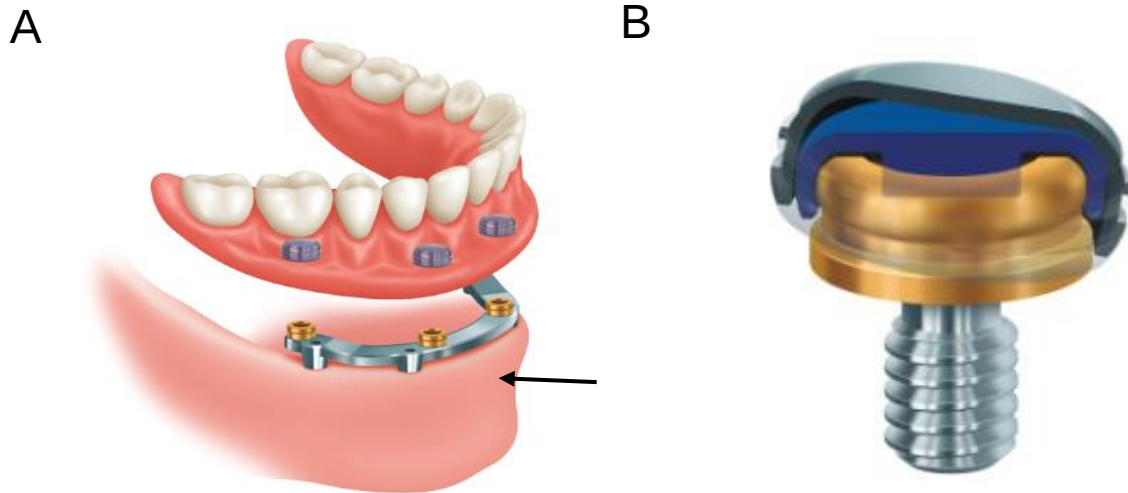


Abb. 1: Dargestellt ist in Teil A ein Steg (siehe Pfeil) mit Locator®-System (Zest Dental Solutions, Carlsbad, USA) und in Teil B die Art der Befestigung auf dem Implantat (modifiziert nach Zest Dental Solutions, 2023).

1.1.2. Beispiel für einen Geschiebesteg: der Dolder®-Steg (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz)

Das Dolder®-System ist eines der ältesten und bewährtesten Stegsysteme. Dolder®-Stege haben eine ovale bzw. eiförmige Form (siehe Abbildung 2). Die Prothese erhält dadurch drei Freiheitsgrade, die Translations- und Rotationsbewegungen ermöglichen. Die Abstüt-

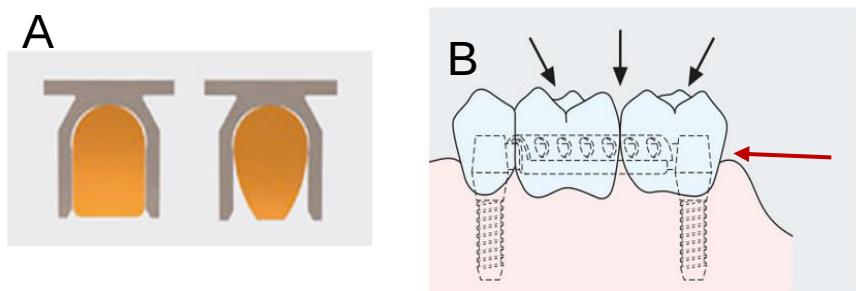


Abb. 2: Die Abbildung zeigt in Teil A links den Sitz des Implantates auf dem Dolder®-Steggeschiebe (Cendres+Métaux, Biel, Schweiz, links) und dem Dolder®-Steggelenk (rechts). Teil B zeigt den Sitz des Implantates auf dem Steg (siehe roten Pfeil; modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023a).

zung und der Halt der Prothese erfolgen hauptsächlich durch das Zahnfleisch (gingivale

Abstützung). Beim Steggelenk nach Dolder® besteht zwischen dem Steg mit ovalem Querschnitt und dem Reiter – in Ruhelage der Prothese – ein Spielraum von 0,5–1,0 mm. Dieser Abstand verringert sich mit zunehmenden Kaukräften durch das Nachgeben des Zahnfleisches. Dies erfolgt solange, bis die Kaukraft auf verbleibende Zähne oder Implantate übergeht (parodontale Belastung). Das Dolder®-System ist ein Geschiebesystem, weil die Prothese auf den Steg aufgeschoben wird (Dolder, 1966).

1.1.3. Kugelpopfanker

Kugelpopfverankerungen sind relativ einfache und ebenfalls erprobte Befestigungssysteme für Zahnprothesen (siehe Abbildung 3). Diese Art der Verankerung bietet gute Haltekraft, reduziert die Kräfte entlang der Implantate und ist ebenfalls in der Lage, bis zu einem gewissen Grad Abweichungen in den senkrechten Achsen der Implantate zu kompensieren (Ortensi et al., 2019).



Abb. 3: Die Abbildung zeigt (A) einen Mechanismus, um Prothesen auf Kugelpöpfen zu verankern (modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023 b) sowie (B) ein Beispiel für eine komplette Prothese, die mittels Kugelpöpfen auf dem Steg verankert wird (modifiziert nach: Peterson Dental Laboratory).

1.1.4. Vario-Soft als Beispiel für ein Snap-System

Das Vario-Soft-Stegsystem ist im Prinzip ein Geschiebesystem mit einer Snap-Funktion. Das Besondere hierbei ist das flexible Verbindungselement zwischen Steg und Prothese,

das als "Soft Bar" bezeichnet wird. Dieses Element besteht aus einem flexiblen Material, das eine gewisse Beweglichkeit und Anpassungsfähigkeit aufweist (siehe Abbildung 4).

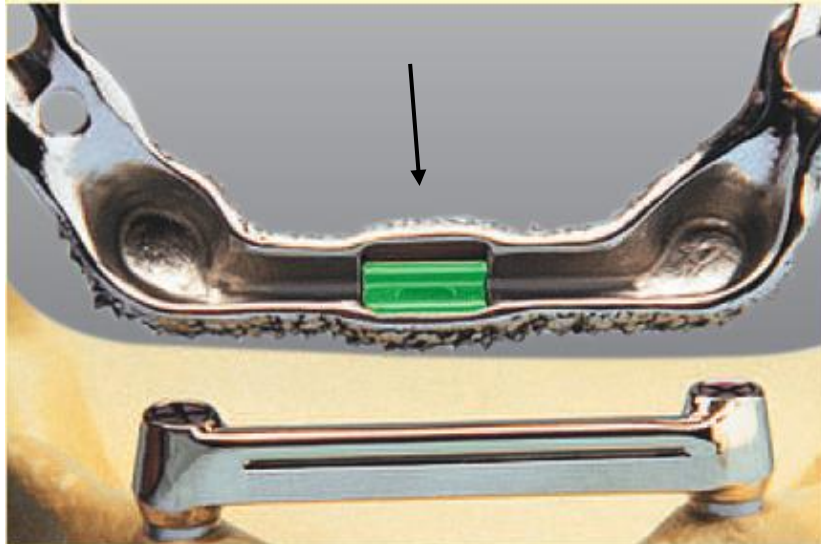


Abb. 4: Vario-Soft-Profilsteg mit Snap-Gelenk-Matrize (siehe Pfeil) in der Prothese (modifiziert nach: bredent GmbH & Co KG, 2023).

1.2. Befestigungen von Stegen auf Implantaten

1.2.1. Teleskopbefestigungen

Ein wichtiges Haltesystem für Zahnprothesen ist die Teleskopprothese oder auch Doppelkrone. Diese besteht aus einem Teil, der fest im Mund verankert ist, dem sogenannten Primärteleskop, und dem zweiten Teil, dem Sekundärteleskop. Das Sekundärteleskop ist dabei mit der Prothese verbunden und trägt diese. Primär- und Sekundärteleskop müssen dabei sehr präzise gefertigt werden, damit sie perfekt aufeinandersitzen. Nur dann ist die Verbindung ausreichend stabil. Das Primärteleskop kann dabei auf einem Implantat aufgesetzt sein oder auf einem entsprechend beschliffenen Zahn (Hakkoum und Wazir, 2018). Teleskopbefestigungen werden ebenfalls genutzt, um Prothesen auf Stegen zu befestigen (siehe Abbildung 5).



A



B

Abb. 5: Die Abbildung zeigt (A) Primärteleskope im Unterkiefer und (B) die Sekundärteleskope in der Prothese (modifiziert nach: Hakkoum und Wazir, 2018).

1.3. Herstellung und Anpassung von Stegen

Einer der wichtigsten Parameter, der die Langlebigkeit eines Steges beeinflusst, ist der sogenannte spannungsfreie oder passive Sitz (Brånemark, 1983; Schwarz, 2000). Passiver Sitz ist definiert als der gleichzeitige und vollständige Kontakt aller eingepassten Oberflächen und die gleichzeitige Abwesenheit von Spannungen, solange keine äußere Kraft einwirkt (Watanabe et al., 2000).

Es ist jedoch kaum anzunehmen, dass alle Oberflächen eines Implantates bzw. Steges perfekt passen, da sämtliche Fertigungsverfahren immer einen gewissen Grad an Ungenauigkeit aufweisen. Fertigungs- und/oder Anpassungsungenauigkeiten führen auch zu Spannungen im Aufbau des Steges, die sich auf den Knochen übertragen und die Langlebigkeit des Steges negativ beeinflussen können (Abduo et al., 2011).

Es wurden mehrere Ansätze getestet, um Passform und Spannungsfreiheit von Stegen zu verbessern. Im Allgemeinen können diese in zwei Kategorien eingeteilt werden: die möglichst präzise Erfassung der Anatomie des Mundes und dann die genaue Fertigung des Steges im Dentallabor oder aber die „chair-side“-Anpassung von vorgefertigten Stegen und damit die Anpassung an die Anatomie direkt im Munde des Patienten (Abduo et al., 2011).

Traditionell wird die Anatomie des Patienten über Abdruckverfahren erfasst. Mittels dieser Matrizen werden dann im Dentallabor Modelle der Anatomie erstellt. Nach ggf. einer

weiteren Überprüfung am Patienten werden dann mittels dieser Matrizen und Modelle ebenfalls im Labor die Stege angefertigt (Drago und Howell, 2012).

Die Herstellung der Stege erfolgt zunehmend mit Hilfe von computergestütztem Design („Computer Aided Design“, CAD) und computergestützter Fertigung („Computer Aided Manufacturing“, CAM). Die meisten Hersteller arbeiten hier mit Fräßtechniken und fertigen so einen monolithischen Steg aus einem Stück Metall. Zunehmend werden jedoch auch additive Verfahren genutzt. Mittels 3D-Druck werden dabei ebenfalls komplette Stege im Labor gefertigt (Lin et al., 2015). Alternativ zur Abformung der Kiefer werden auch Scanner-Technologien entwickelt und auf den Markt gebracht, um die Anatomie der Mundhöhle digital zu erfassen und dann, ohne einen Abdruck fertigen zu müssen, den Steg mittels CAD/CAM fertigen zu können (Lin et al., 2015).

Bei all diesen Methoden ist es wichtig, möglichst präzise zu arbeiten, um so eine möglichst genaue und damit spannungsfreie Passung aller Elemente zueinander zu erreichen. Prinzipiell führt jeder zusätzlich nötige Schritt in der gesamten Prozesskette zu einer Erhöhung der Fertigungsungenauigkeit (Abduo et al., 2011).

Eine weitere Lösung, um spannungsfreie Stege zu realisieren, ist das SFI-Bar®-System (Cendres + Métaux, Biel/Bienne, Schweiz). Das System soll sowohl die Behandlungszeit als auch die mechanischen Spannungen auf die tragenden Implantate reduzieren. Zwei oder mehr Adapter werden dazu mit Implantaten verschraubt. Die Adapter werden dann mittels eines Rohres verbunden. Die Länge des Rohres kann dabei zwischen 8 und 26 mm variieren. Der Abstand zwischen den Implantaten wird mit einem speziellen Messgerät vermessen und die Rohre werden mittels einer mitgelieferten Lehre auf die passende Länge geschnitten. Die Adapter erlauben dabei einen Einbauwinkel zwischen den Adaptern von bis zu 30°. Das System eignet sich für eine „chair-side“-Anwendung. Nach dem Setzen der Implantate können also alle weiteren Arbeiten in der Praxis oder direkt im Mund des Patienten durchgeführt werden (siehe Abbildungen 6 und 7; Ha et al., 2012).



Abb. 6: Komponenten eines SFI®-Steges (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz). A: Adapter, B: Fixationsschraube, Kugelverbinder und Steghülse und C: montierter Steg (modifiziert nach Ha et al., 2012).

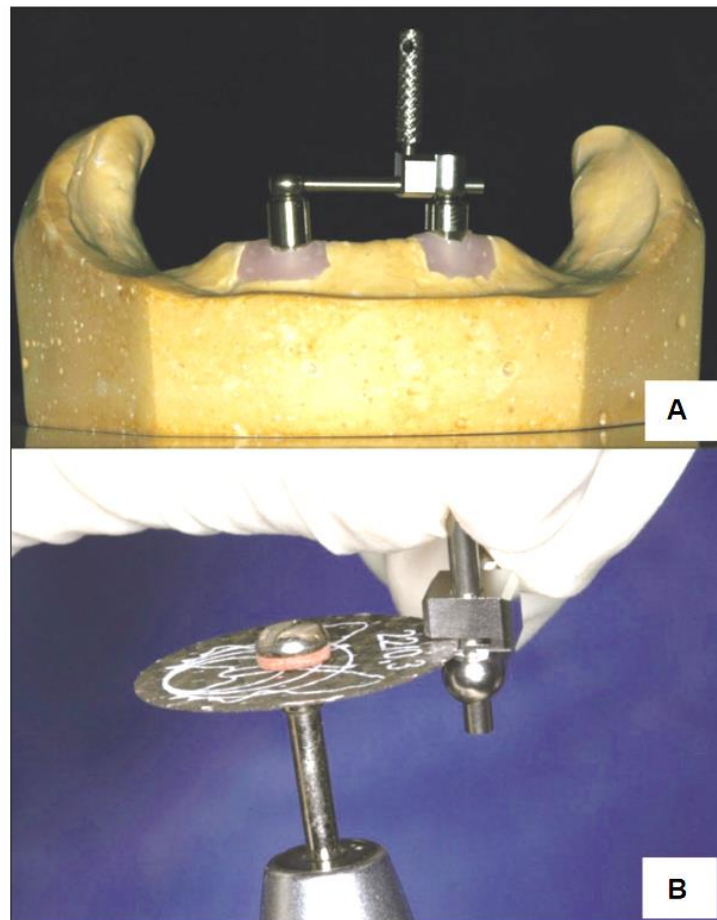


Abb. 7: Anpassung eines SFI®-Steges (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz). A: Nach dem Verbinden von Kugelverbinder und Steghülse an einer Seite wird die Steghülse an der Steghülselehre und die andere Seite der Steghülse angesetzt. B: Die Steghülse wird an der Steghülselehre auf die korrekte Länge zugeschnitten (modifiziert nach Ha et al., 2012).

1.4. Fragestellung und Ziele

Etwa 90 % des Versagens von dentalen Implantaten sind auf mechanische Faktoren zurückzuführen. Diese können gelöste Schrauben, gebrochene Schrauben oder gebrochene Abutments oder Prothesen sein (Bassi-Junior et al., 2021).

Diese Brüche können natürlich durch ein Überschreiten der statischen Belastungsgrenze des Materials bzw. des Bauteiles verursacht werden. Darüber hinaus spielt aber auch Materialermüdung eine wesentliche Rolle. Ermüdungsverhalten verändert die Belastbarkeit der eingesetzten Materialien deutlich und kann zu Brüchen weit unterhalb der statischen Belastungsgrenze des jeweiligen Werkstoffes führen (Darwich et al., 2022). Das macht eine Abschätzung der Lebensdauer und ein entsprechendes Design von Implantaten zu einer Herausforderung (Singh Raman et al., 2015).

In verschiedenen Studien wurde berichtet, dass Materialermüdung einen signifikanten Anteil am Versagen von Implantaten hat (z.B.: Amel-Farzad et al., 2007; Triantafyllidis et al., 2007). Es ist bekannt, dass Kaukräfte Belastungen darstellen, die zu Ermüdungsverhalten in den verwendeten Materialien führen (Darwich et al., 2022). Es wurden bereits mehrere Arbeiten veröffentlicht zum Belastungs-, Bruch- und Ermüdungsverhalten von verschiedenen dentalen Implantaten und Stegen sowie Abutments. Hier wurden sowohl Finite-Elemente-Methoden (FEM) als auch experimentelle In-vitro-Arbeiten veröffentlicht (z.B.: Darwich et al., 2022; Horita et al., 2017; Mochalski et al., 2020 und Wegner et al., 2022).

Nach meiner Kenntnis gibt es keine entsprechenden Veröffentlichungen zu SFI®-Stegen. Aus diesem Grund sollten in der vorliegenden Arbeit In-vitro-Belastungstests an diesem System durchgeführt werden. Getestet wurde nach den Vorgaben in EN ISO 14801. In EN ISO 14801 sind die Bedingungen und Parameter für die dynamische Ermüdungsprüfung von endossalen dentalen Implantaten und implantatgestütztem Zahnersatz festgelegt. Dementsprechend wurden die SFI®-Stege einer intermittierenden Dauerbelastung unterschiedlicher Höhe ausgesetzt.

- Ziel der Untersuchung war der Nachweis, dass der SFI-Bar® den im Mund vorkommenden Belastungen hinsichtlich Belastungshöhe und Belastungshäufigkeit standhält.

- Weiterhin wurden die Auswirkungen eines erhöhten Anzugsdrehmoments bei der Montage des SFI-Bars® auf Dauerlastverhalten und Loslösedrehmoment bei kritischer Last untersucht,
- Zusätzlich sollte ermittelt werden, ob eine spezielle Beschichtung der Fixations-schrauben das bei unbeschichteten Schrauben eventuell auftretende Phänomen der Kaltverschweißung durch ein stark erhöhtes Anzugsdrehmoment beeinflusst.

2. Material und Methoden

2.1. Material

2.1.1. Prüfkörper

2.1.1.1 SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten

Es wurden 25 SFI-Bars® 2-Implant der Firma Cendres & Métaux (CM-Bestell Nr.: 05000337) kombiniert mit SFI-Bar® Implantat-Adapter SPI®PF Ø4,0, H3,0 (CM-Bestell Nr.: 05000532) auf Thommen-Implantaten (SPI®-Element Ø4,0, L14,0; Bestell-Nr.: R_4_XX_944) mit einem Implantatabstand von 26 mm montiert. Weiterhin wurden 25 SFI-Bars® 2-Implant (CM-Bestell Nr.: 05000337) kombiniert mit SFI-Bar® Implantat-Adapter SPI®PF Ø4,0, H3,0 (CM-Bestell Nr.: 05000532) auf Thommen-Implantaten (SPI®-Element Ø4,0, L14,0; Bestell-Nr.: R_4_XX_944) mit einem Implantatabstand von 8 mm montiert.

2.1.1.2 SFI-Bars® auf BPI-Implantaten

Analog zum oben beschriebenen Aufbau wurden je 25 SFI-Bars® 2-Implant (CM-Bestell Nr.: 05000337) kombiniert mit SFI-Bar® Implantat-Adapter SPI®PF Ø4,0, H3,0 (CM-Bestell Nr.: 05000532) auf BPI-Implantaten der Firma Biologisch Physikalische Implantate (bpi-sys.small, 11 mm) mit einem Implantatabstand von 26 mm bzw. 8 mm montiert.

2.1.2. Prüfgerät und Testaufbau

Die Belastungsprüfungen der Prüfkörper erfolgten in einer Computer-gesteuerten Anlage, die die Anforderungen nach EN ISO 14801:2007 erfüllt und in der Poliklinik für Prothetik speziell für diese Anwendungen konstruiert wurde. Die Konstruktion der Anlage besteht aus einem speziell angefertigten Rahmen der einen Hochgeschwindigkeitsservomotor trägt. Dieser Servomotor treibt über eine Kugelumlaufspindel einen Lineartisch an. Der Motor wird gesteuert über eine Leistungskontrolle (MTRB600, Mattke, Deutschland). Auslenkungen wurden gemessen mit einem inkrementellen Wegsensor (LS476, Haidenhain, Deutschland), aufgebrachte Kräfte wurden gemessen mittels eines Vollbrücken-DMS-Kraftaufnehmers (U2B, HBM, Deutschland). Es können Stempelgeschwindigkeiten zwischen 0,1 mm/min und 1000 mm/min realisiert werden. Die Positionsmessung erfolgt mit

einer Genauigkeit von 4 μm , die Reproduzierbarkeit beträgt 10 μm . Die maximale Kraftbeaufschlagung beträgt 2000 N kurzzeitig und 1400 N permanent. Die Messgenauigkeit der Kraft ist 0,5 N bei einer reproduzierbaren Krafteinstellung von 1 N. Lastwechsel können mit Frequenzen von 5 Hz bei 100 N Kraftbeaufschlagung und 1 Hz bei 1500 N Kraftbeaufschlagung erfolgen (siehe Abbildung 8).



Abb. 8: Verwendetes Materialprüfgerät

Als Halter für die Prüfkörper wurde ein speziell angefertigter Aluminiumblock genutzt (siehe Abbildung 9). Dieser enthielt zwei Bohrungen mit einem Durchmesser von jeweils 12 mm. Der Abstand zwischen den Mittelpunkten der Bohrungen entsprach dem Abstand der Implantate des untersuchten Stegsystems.



Abb. 9: Probenhalter mit positionierten Implantaten vor dem Einpolymerisieren.

Es wurden zwei verschiedene Sätze von Prüfkörperhaltern konstruiert: einer für einen Implantatabstand von 8 mm und ein zweiter für einen Implantatabstand von 26 mm.

Die Implantate wurden in den Bohrungen des Prüfkörperhalters einpolymerisiert. Für das Einpolymerisieren wurde eine Lehre angefertigt (siehe Abbildung 10), die sicherstellte, dass die Implantate bezüglich Abstand, Tiefe und Ausrichtung exakt fixiert wurden.

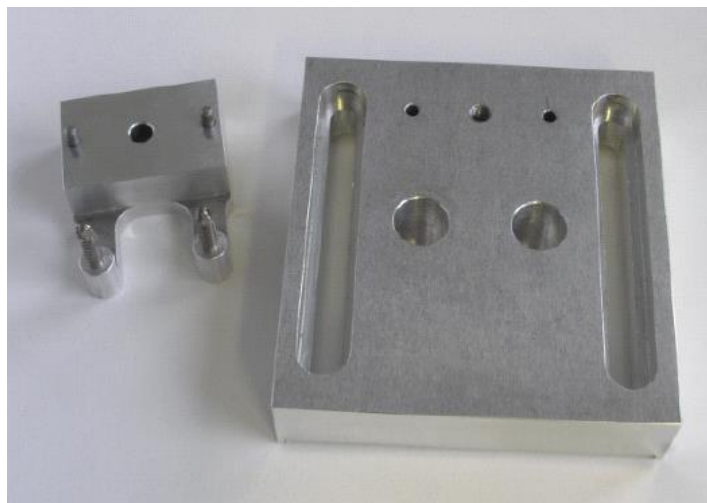


Abb. 10: Probenhalter mit spezieller Lehre zur exakten Positionierung der Implantate zum Einpolymerisieren im Probenhalter.

Das Einpolymerisieren erfolgte mit einem Kunststoff (PalaExpress, Haereus Kulzer GmbH, Deutschland) mit einem Elastizitätsmodul von 3,0 GPa. Dieser Wert ist mit dem von Knochen in etwa vergleichbar.

Durch den Durchmesser der Bohrungen von 12 mm waren die Implantate zirkulär mit 4 mm Kunststoff umgeben. Durch die angefertigte Lehre wurde ebenfalls sichergestellt, dass die Implantate in Übereinstimmung mit der Norm bis 3 mm unterhalb der Knochenoberfläche im Kunststoff eingebettet waren. Die Abbildung 11 zeigt einpolymerisierte Implantate in den Probenhaltern. Bei der Montage der SFI-Bars® auf den einpolymerisierten Implantaten wurden diese mit dem vom Hersteller vorgegebenen Drehmoment von 25 Ncm für die Befestigungsschraube angezogen.

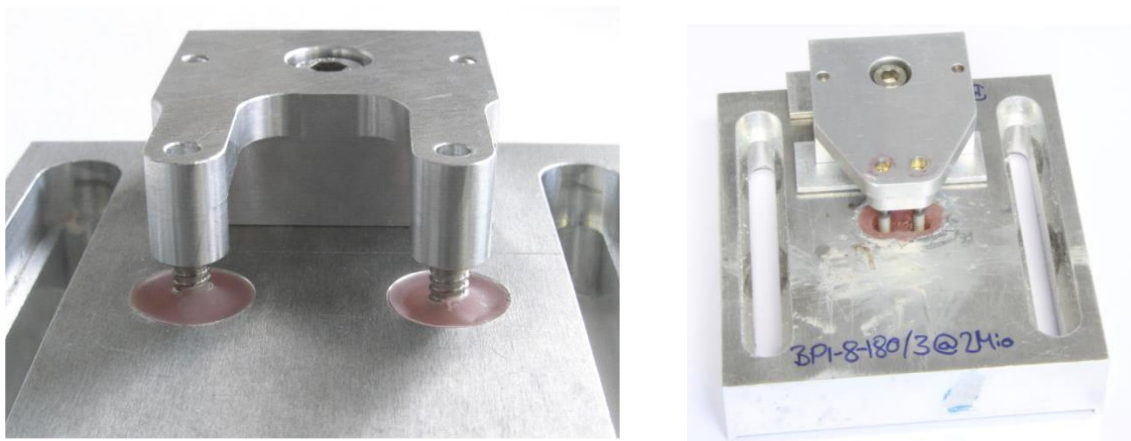


Abb. 11: Einpolymerisierte Implantate im Probenhalter. Im linken Teil der Abbildung ist die Anordnung für einen Implantatabstand von 28 mm gezeigt, rechts für einen Implantatabstand von 8 mm.

Abbildung 12 zeigt einen fertig montierten SFI-Bar® im Probenhalter.

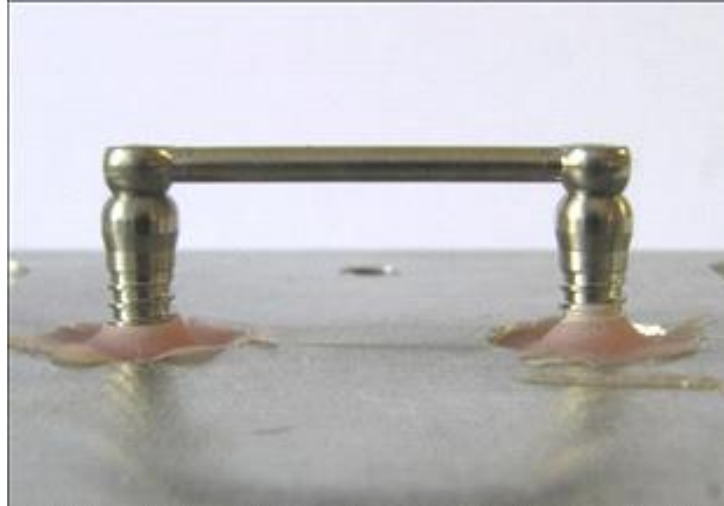


Abb. 12: Probenhalter mit montiertem SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thomson-Implantaten.

Wie in EN ISO 14801 festgelegt, erfolgte die Belastung der Stege in einem Winkel von 30 ° zur Implantatachse (siehe Abbildung 13). Durch die gewählten Implantatabstände von 26 mm bzw. 8 mm ergaben sich Tube-Längen von 20 mm bzw. 2 mm. Das entspricht

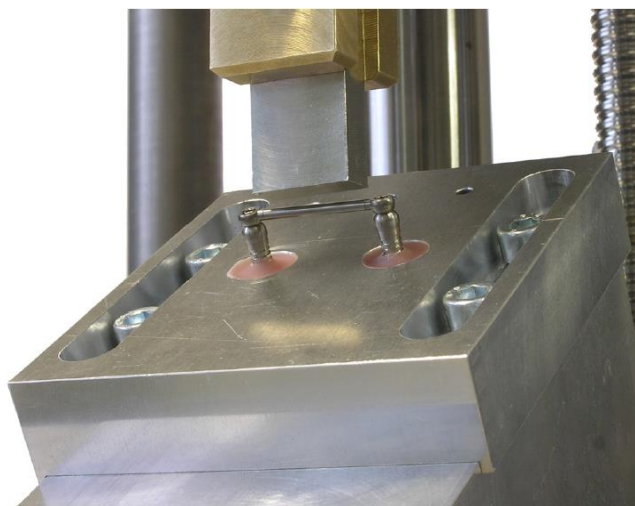


Abb. 13: SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) im Prüfaufbau.

der maximalen bzw. minimalen vom Hersteller vorgegebenen Länge. Damit wurde der größte mögliche Variationsbereich der im klinischen Gebrauch vorkommenden Implantatabstände abgedeckt. Der Belastungstempel war 3,5 mm bzw. 19 mm breit und hat den Steg mittig belastet.

Das Belastungsmuster des im Mund des Patienten befindlichen Zahnersatzes kann charakterisiert werden als an- und abschwellende Zug- und Druckkraft. Die Zugkräfte, die im Mund des Patienten auftreten, sind jedoch um ein bis zwei Größenordnungen geringer als die Druckkräfte. Aus diesem Grund wurden in Übereinstimmung mit der Norm die Zugkräfte in den folgenden Untersuchungen vernachlässigt. Es erfolgte also kein Vorzeichenwechsel, die aufgebrachten Kräfte waren ausschließlich Druckkräfte.

Gemessen wurden die aufgebrachte Kraft sowie die resultierende Auslenkung des Druckstempels über die durchgeführten Belastungszyklen. Mit diesen Daten wurden Kraft-Auslenkungs-Diagramme für die jeweiligen Belastungszyklen über die gesamte Versuchszeit erstellt. Die resultierenden Kurven zeigen die Änderung der Kraft- Auslenkungs-Charakteristik der Probenkörper über die Anzahl der Belastungszyklen. Zur Auswertung wurde zunächst die Auslenkung während der maximalen Belastung des ersten Belastungszyklus erfasst. Diese Auslenkung wurde als Nullpunkt gesetzt und die weiteren zusätzlichen Auslenkungen über die Belastungszyklen aufgetragen.

2.2. Methoden

2.2.1. Statische Belastungstests

Um die anzuwendenden Kraftstufen für die dynamischen Belastungstests zu ermitteln, wurden zunächst statische Belastungstests durchgeführt. Hierzu wurden zwei SFI-Bars® der Länge 20 mm entsprechend einem Implantatabstand von 26 mm statisch mit steigender Kraft belastet und die resultierenden Kraft-Weg-Diagramme aufgenommen.

2.2.2. Dynamische Belastungstests

Basierend auf den Ergebnissen des statischen Belastungstests wurden zunächst Belastungshöhen von 90 N, 180 N, 270 N, 360 N und 450 N getestet. Für jede dieser Kraftstufen

wurden jeweils 5 Probekörper mit einer Bar-Länge von 26 mm und jeweils 5 Probekörper mit einer Bar-Länge von 8 mm getestet.

Für diesen ersten Versuch wurde die von der EN ISO 14801 geforderte Lastspielzahl von $2 \cdot 10^6$ bis $5 \cdot 10^6$ auf $1 \cdot 10^6$ reduziert. Dies entspricht in etwa einer Tragedauer des Zahnersatzes von 10 Jahren (siehe dazu Kapitel Diskussion).

Die Belastung erfolgte intermittierend mit einer Belastungsfrequenz von 1 – 5 Hz, abhängig von der Belastungshöhe.

Als Akzeptanzkriterium für die Stege wurde gefordert, dass im klinisch relevanten Bereich bis 180 N keiner der Stege versagt, d.h.:

- kein Bruch während der durchgeführten $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen,
- plastische Verformungen dürfen maximal 0,5 mm im Fügebereich der Matrice betragen,
- die Drehmomente zum Lösen der Schraubverbindungen müssen mindestens 50 % der Ausgangswerte betragen.

Sowohl der Weg des Belastungsstempels als auch die auf den Steg wirkende Kraft wurden aufgezeichnet. Mittels dieser Werte wurden Kraft-Auslenkungs-Diagramme erstellt. Diese zeigen die Auslenkung des Steges in Abhängigkeit von der Anzahl der Belastungszyklen.

Zu jeder Belastungshöhe bis einschließlich 360 N werden weiter unten zwei Diagramme dargestellt. Eines zeigt die Auslenkung des Steges in Abhängigkeit von der Kraft bei der ersten Belastung, das zweite Diagramm zeigt die Auslenkung über die weiteren Belastungszyklen in Abhängigkeit von der Zahl der Belastungen. Im zweiten Diagramm zur Darstellung der Auslenkung über die durchgeführten Belastungszyklen wurde der Positionswert nach dem ersten Belastungszyklus auf Null gesetzt und sodann die Auslenkung in mm über die weiteren Belastungszyklen dargestellt.

Da die Prüfkörper bei 450 N bereits bei der ersten Beaufschlagung massive plastische Verformungen zeigten (siehe Kapitel „Ergebnisse“) wurden für diese Belastungshöhe keine weiteren Ermüdungstests durchgeführt und aufgezeichnet. Es wurden Versuchsreihen mit verschiedenen Implantaten als Träger für die Stege durchgeführt. Es wurden

Implantate der Firma Biologisch Physikalische Implantate (BPI) als auch Implantate von Thommen Medical getestet. Die SFI-Bars® wurden mittels geeigneter Adapter aus der SFI-Serie der Firma Cendres & Métaux mit den jeweiligen Implantaten verbunden.

2.2.3. Messung der Losdrehmomente nach erfolgten Belastungstests

Die Befestigung der Stege erfolgte mit den von den Herstellern angegebenen Drehmomenten. Im Einzelnen waren dies 25 Ncm für den Implantatadapter und 20 Ncm für die Befestigungsschraube. Nach Durchführung der Belastungstests wurden die jeweiligen Losdrehmomente mittels des digitalen Drehmomentmessgerätes HIOS HDP-5 der Firma Hios Inc. (Tokyo, Japan).

2.2.4. Dauerbelastungsfestigkeit der SFI-Bars® bei kritischer Last und überhöhten Anzugsdrehmomenten der Schraubverbindungen

Es wurden fünf SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten mit gegenüber den Herstellerangaben erhöhten Anzugsdrehmomenten montiert. Die gewählten Drehmomente betrugen 30 Ncm für die Fixationsschrauben und 35 Ncm für die Verbindungsschrauben. Damit lagen die Drehmomente 50 % bzw. 40 % über den Herstellerempfehlungen.

Aus den Ergebnissen der vorhergehenden Belastungsversuche wurde eine Belastungshöhe von 360 N als eine kritische Belastung für die Stege ermittelt. Deshalb wurden die fünf Prüfkörper dann wie oben beschrieben einer dynamischen Dauerbelastung über $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen bei einer Belastungshöhe von 360 N unterzogen.

Die Auslenkung der Prüfkörper während des ersten Belastungszyklus sowie die Auslenkung über die Belastungszyklen wurden ebenfalls wie oben beschrieben dargestellt.

2.2.5. Untersuchung der Losdrehmomente von CrCN-beschichteten Schraubverbindungen bei kritischer Last und erhöhtem Anzugsdrehmoment

Die Belastungstests mit den beschichteten Verbindungen wurden durchgeführt wie oben beschrieben. Es wurden demnach ebenfalls fünf SFI-Bars® mit erhöhtem Anzugsdrehmoment montiert und wie beschrieben einem Dauerbelastungstest mit 360 N unterzogen.

3. Ergebnisse

3.1.1. Statische Belastungstests und Ermittlung der oberen Belastungshöhe für die dynamischen Prüfungen

Die statischen Belastungstests an Bars der Länge 26 mm ergaben, dass bei ca. 400 bis 500 N die Kraft-Auslenkungs-Diagramme in einen nichtlinearen Bereich übergehen, also plastische Verformungen auftreten (siehe Abbildung 14). Deshalb wurde für die folgenden dynamischen Belastungstests 450 N als maximale Kraft und damit als 100 % Belastungshöhe festgelegt. Als weitere Belastungshöhen für die dynamischen Prüfungen wurden zunächst 90 N, 180 N, 270 N, 360 N und die maximalen 450 N gewählt.

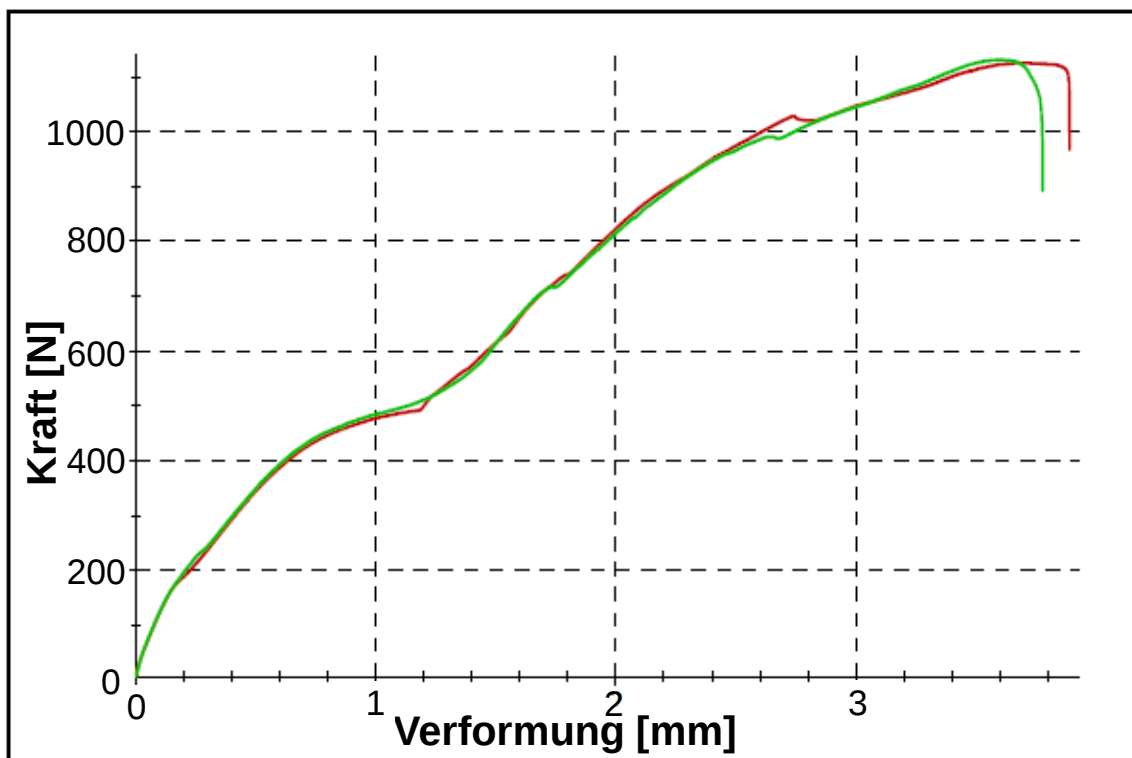


Abb. 14: Kraft-Auslenkungs-Diagramm beim statischen Belastungstest von SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) der Länge 26 mm.

3.1.2. Dynamische Belastungstests mit SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten bei $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen

Die Belastungen mit 450 N bewirkten bereits bei der ersten Beaufschlagung massive plastische Verformungen der Verbinder, der Stege und der Verbindungsschrauben. Interessant ist, dass ein großer Teil dieser Verformungen auf eine relative Verrutschungsbewegung der verschiedenen Komponenten des SFI-Bars® zurückzuführen ist. Das Ausmaß dieser Verformungen wird sichtbar in den Fotos der verformten Prüfkörper in den Abbildungen 15 und 16. Diese starken Verformungen müssen als Versagen des Prüfkörpers bereits bei der ersten Belastung bei dieser Belastungshöhe interpretiert werden. Aus diesem Grunde wurden für die Belastungshöhe 450 N keine weiteren zyklischen Ermüdungstests durchgeführt.

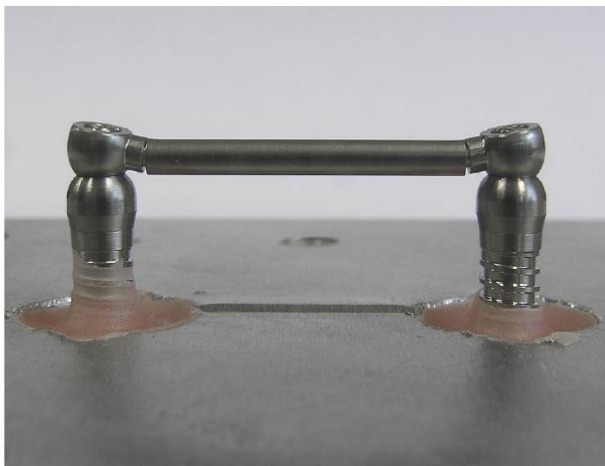


Abb. 15: 26 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach dem ersten Belastungszyklus mit 450 N.



Abb. 16: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach dem Belastungszyklus mit 450 N.

Alle Prüfkörper mit 26 mm Steglänge haben die folgenden zyklischen Belastungsprüfungen überstanden. Bei den Prüfkörpern mit 8 mm Steglänge wurden bei der Belastungshöhe 360 N Auslenkungen über 0,5 mm beobachtet. Bei keinem der durchgeführten Dauerbelastungstests bis 360 N ist ein Ermüdungsbruch aufgetreten.

Die unten dargestellten Diagramme zeigen, dass der Großteil der beobachteten Auslenkung im ersten Belastungszyklus auftritt. Diese Auslenkung nimmt im weiteren Verlauf der Ermüdungstests nur noch gering zu.

In den Kraft-Auslenkungs-Diagrammen des ersten Belastungszyklus ist zu erkennen, dass der Zusammenhang zwischen gemessener Auslenkung und der beaufschlagten Kraft vor allem oberhalb von 180 N nicht-lineare Bereiche aufweist. Dieses ist auf plastische Verformungen von Teilen der Stegkonstruktionen zurückzuführen. Das wird deutlich durch die nach durchgeführter Dauerbelastung angefertigten Fotos.

3.1.2.1. Kraft-Auslenkungs-Diagramme der SFI-Bars® auf Thommen Implantaten

Keiner der durchgeführten dynamischen Belastungstest bis zu einer Belastungshöhe von einschließlich 360 N führte zu einem Ermüdungsbruch der Prüfkörper. In den Abbildungen 17–24 ist die maximale Auslenkung während des ersten Belastungszyklus als auch die Auslenkung der Prüfkörper während der dynamischen Belastungszyklen gezeigt. Gezeigt sind die Diagramme für die Belastungshöhen bis 360 N.

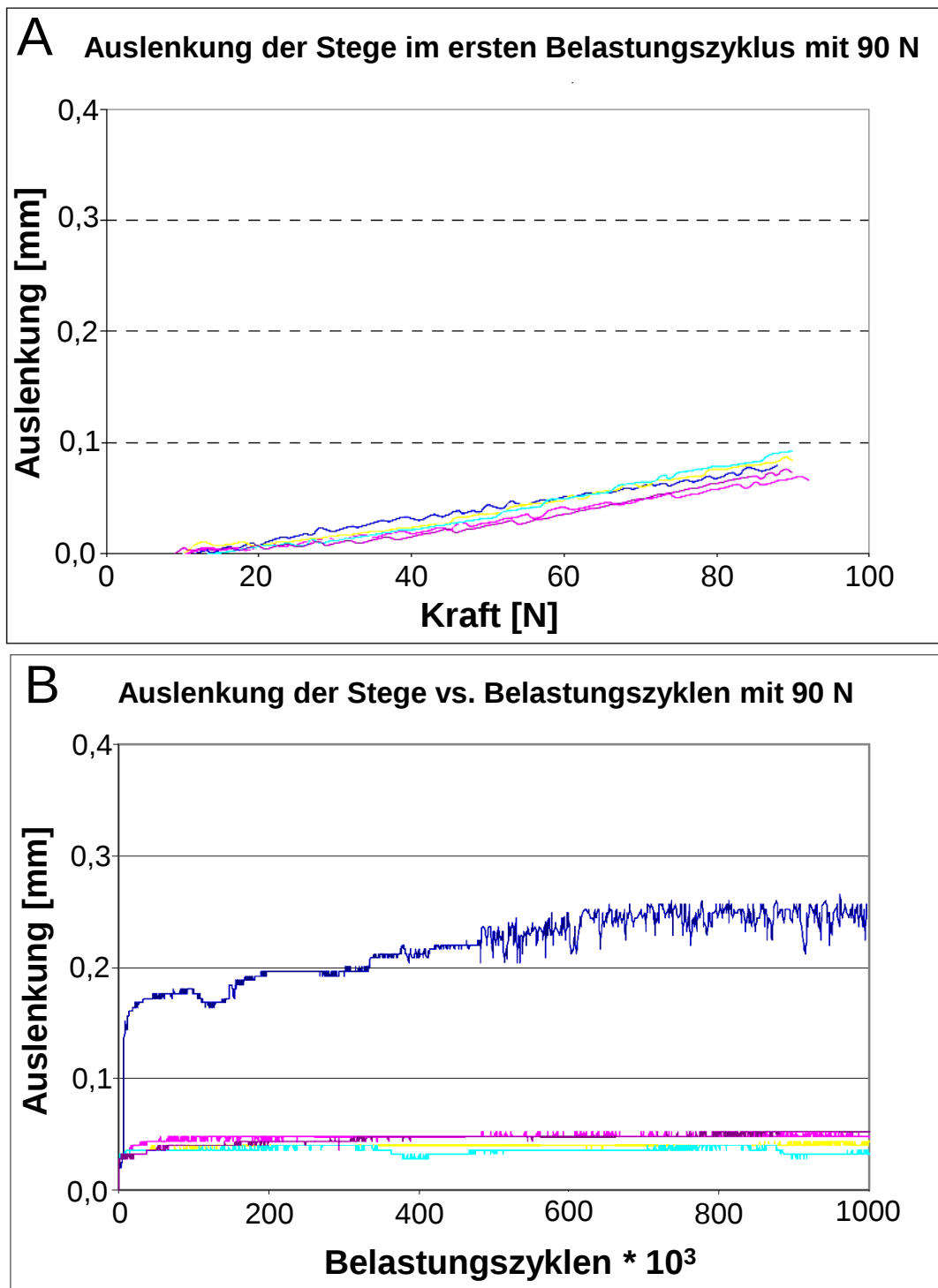


Abb. 17: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.

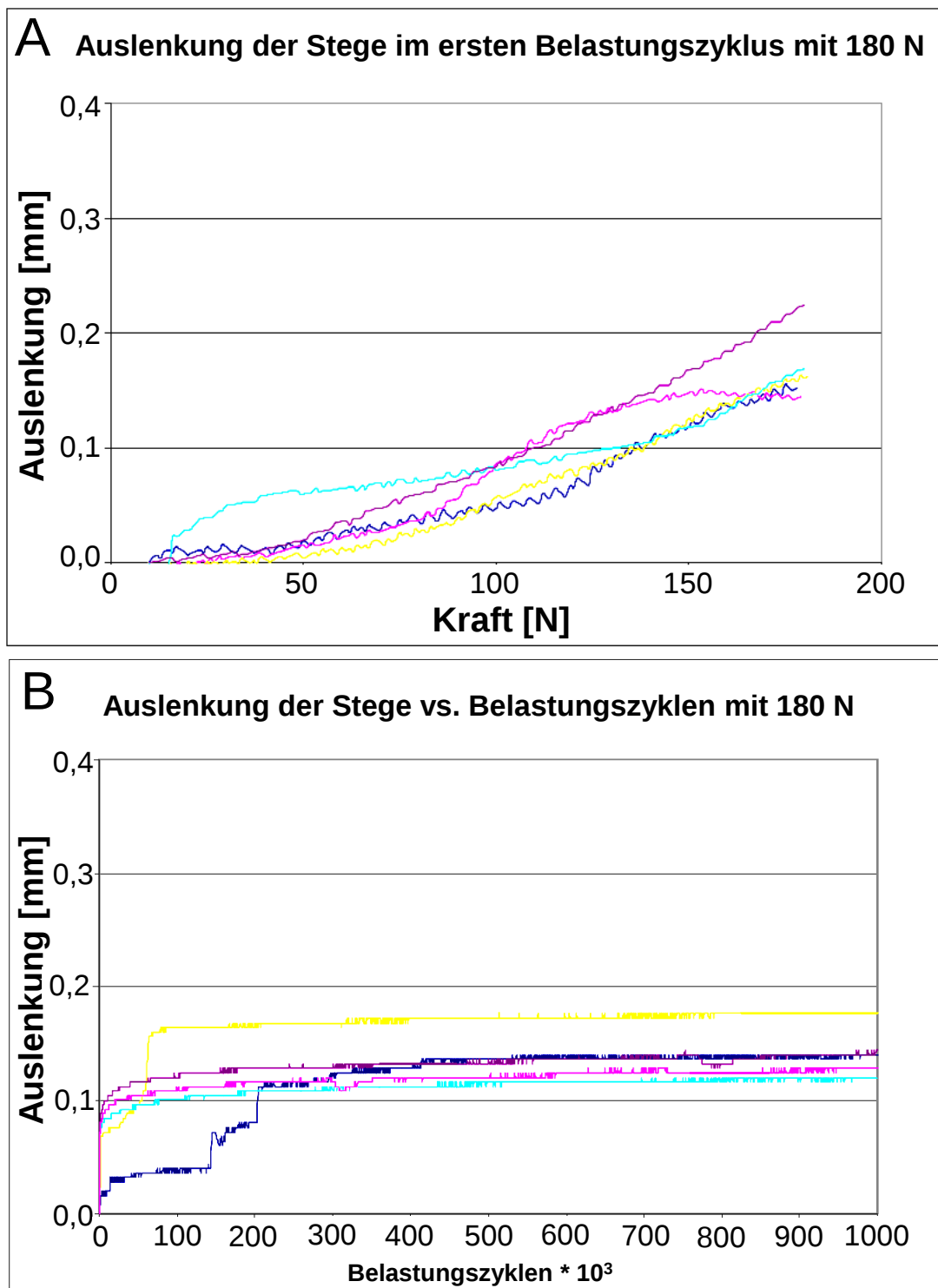


Abb. 18: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.

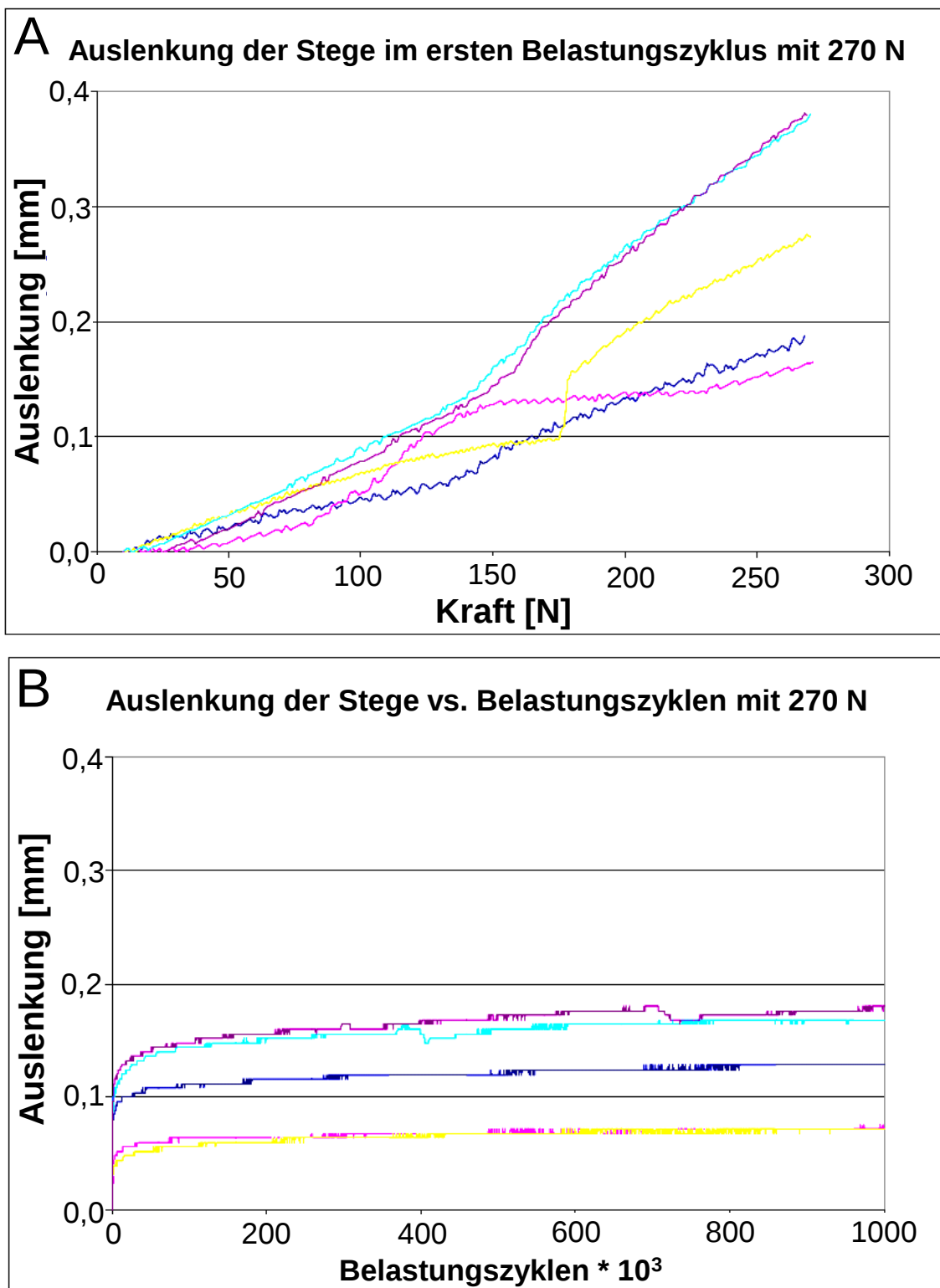


Abb.19: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.

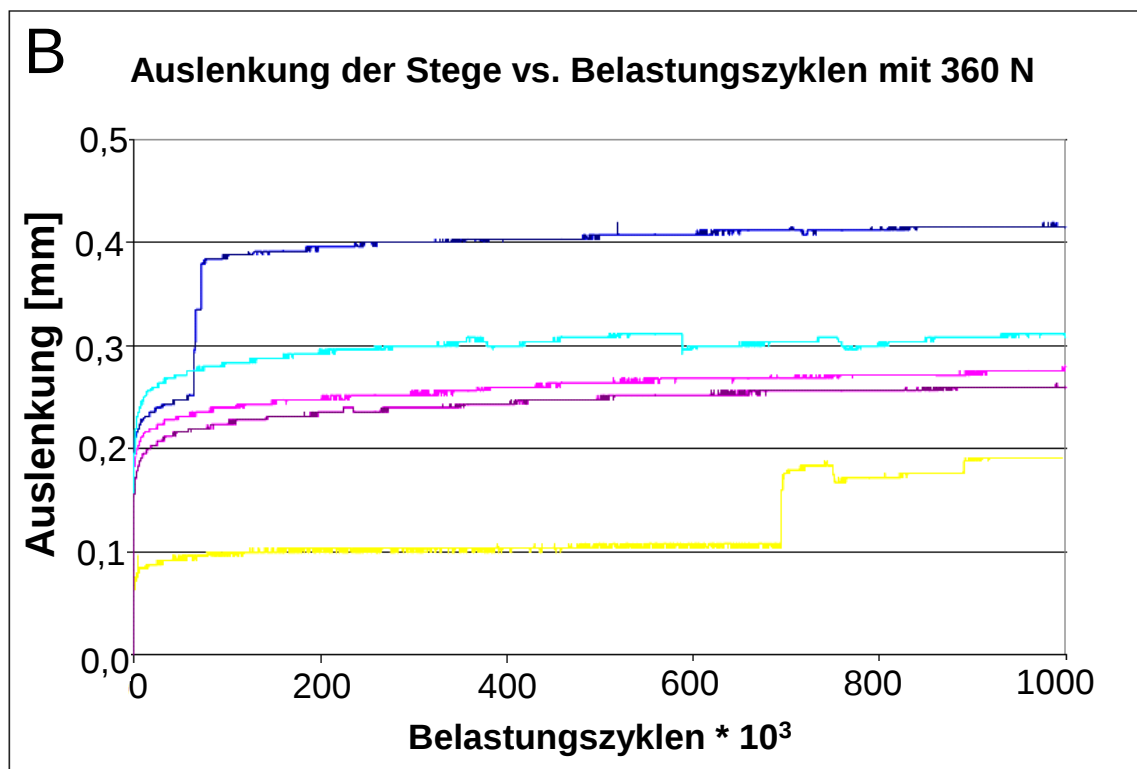
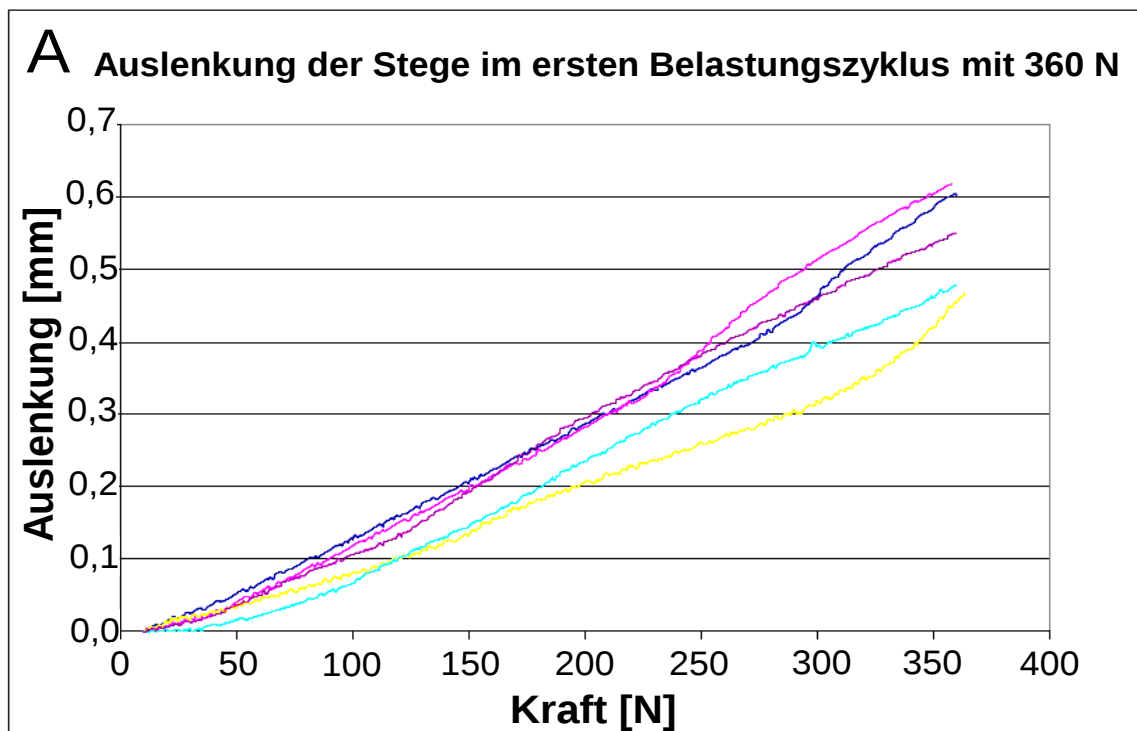


Abb. 20: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.

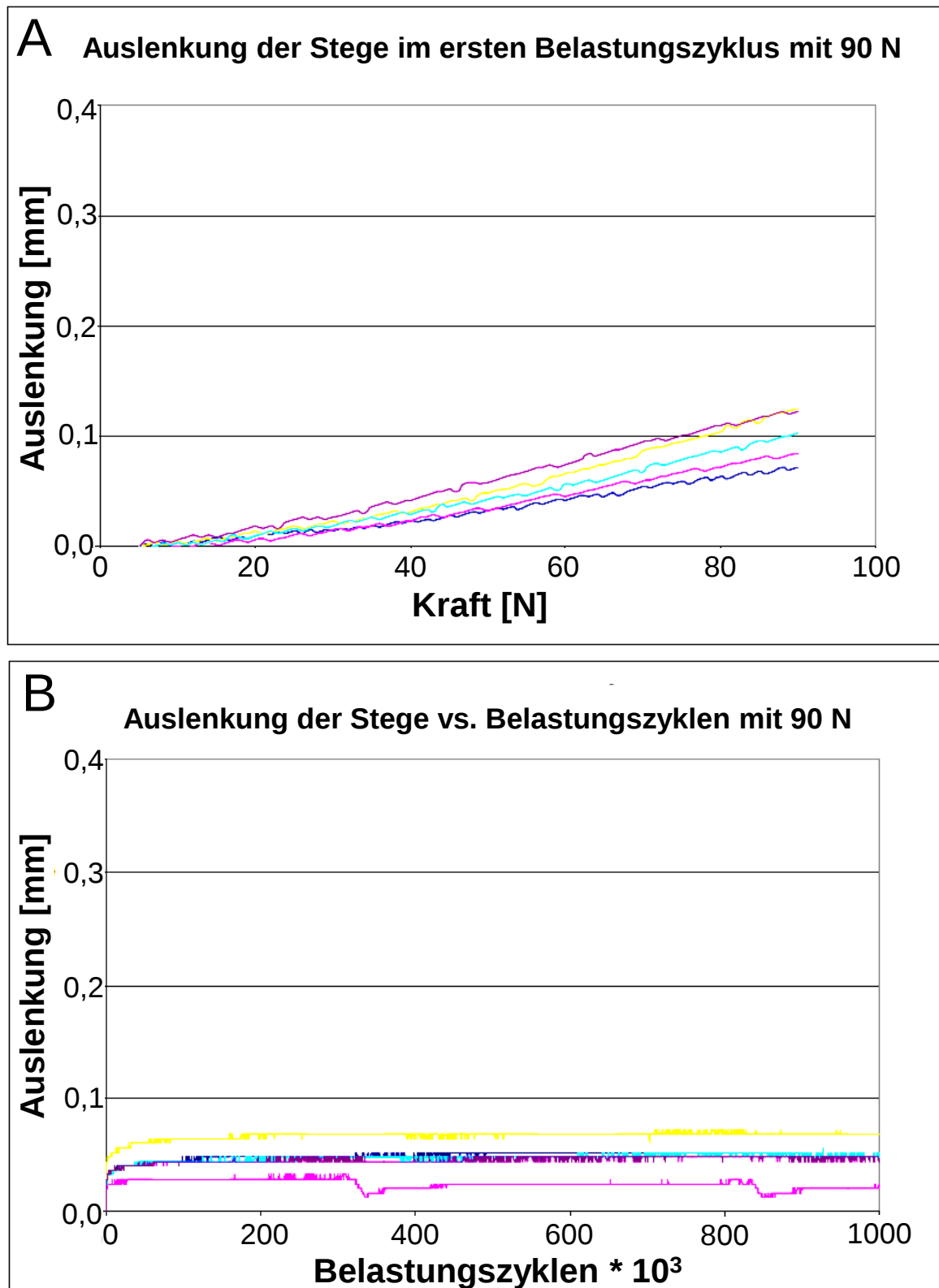


Abb. 21: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.

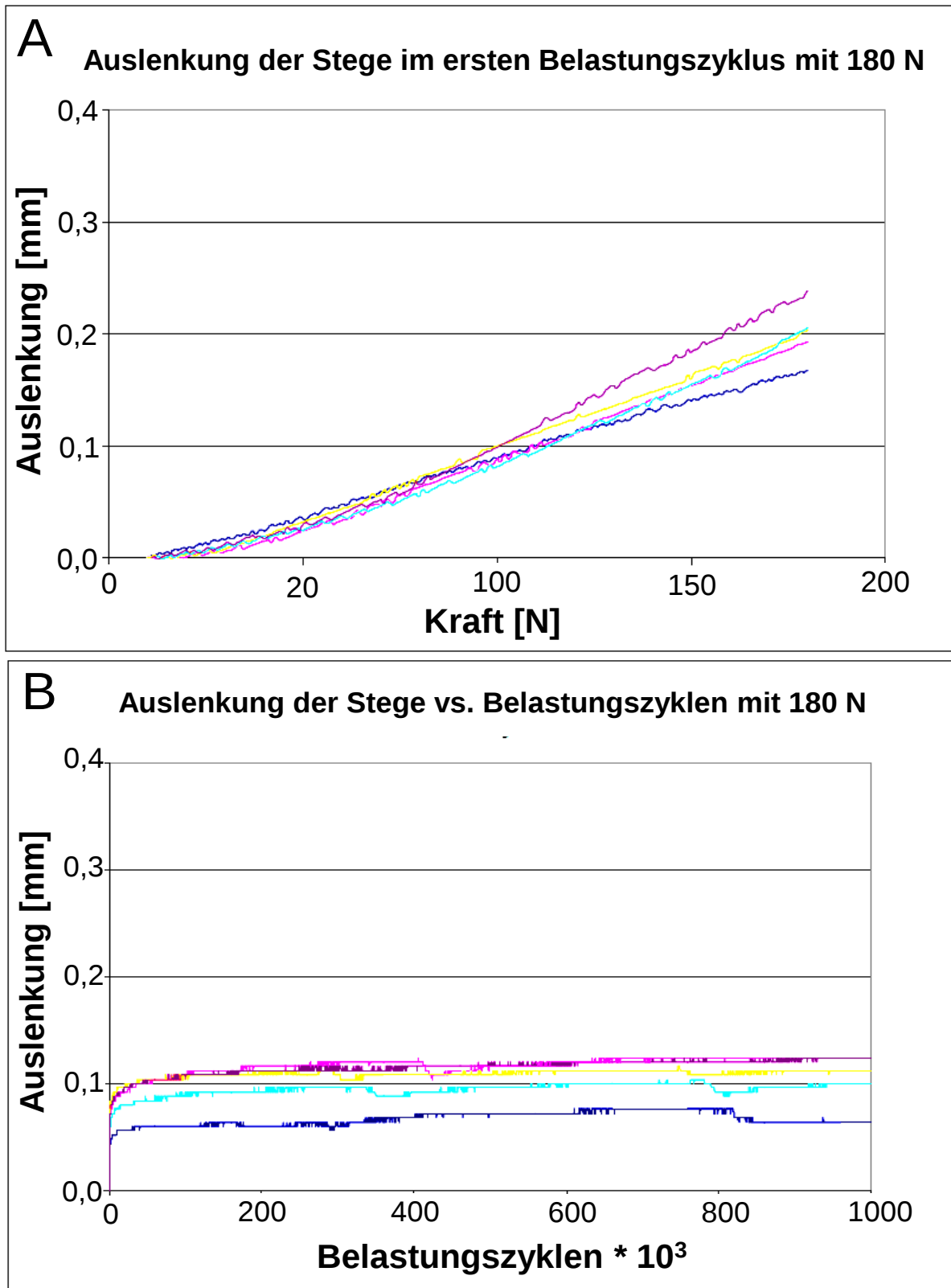


Abb. 22: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.

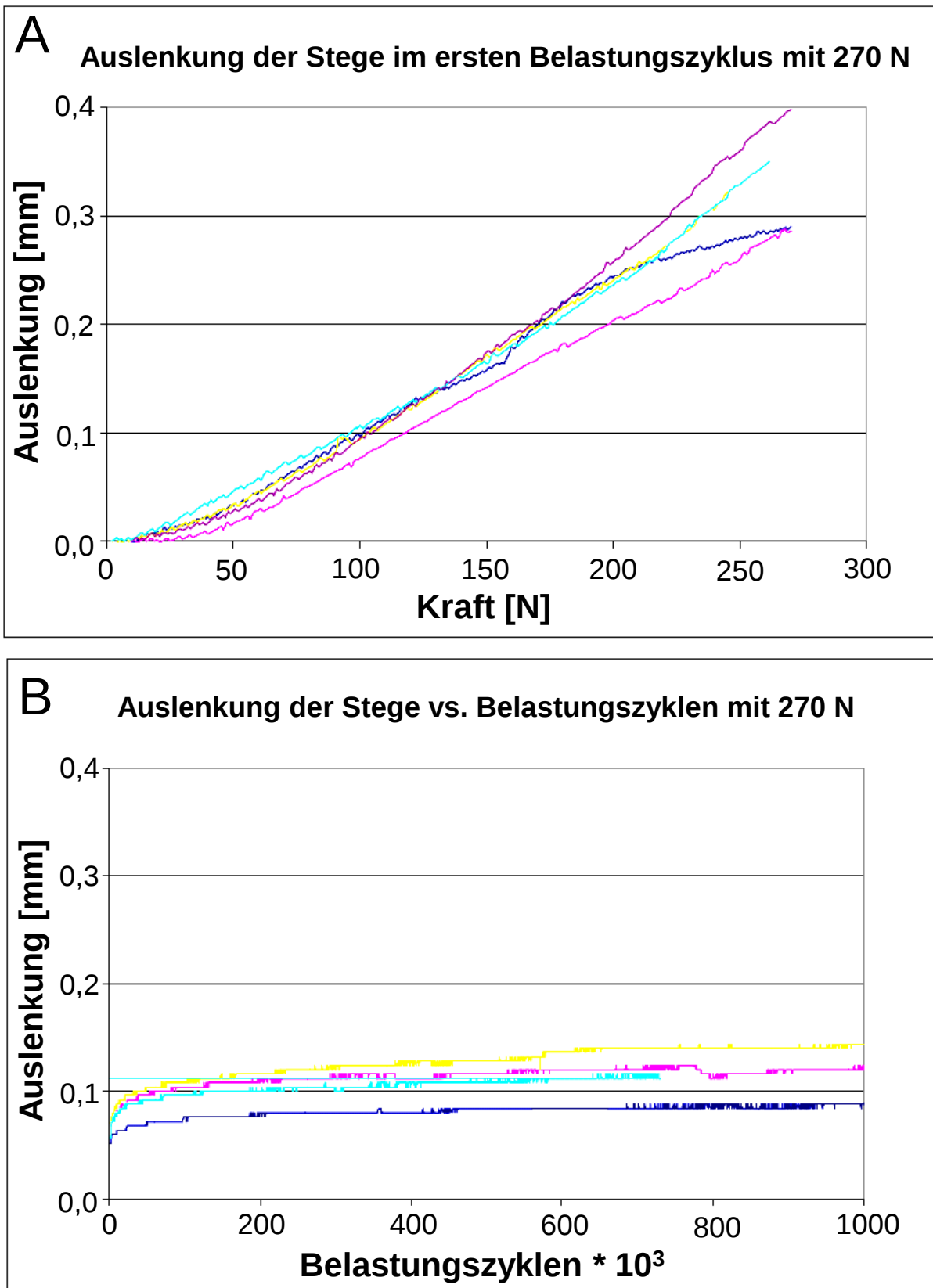


Abb. 23: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.

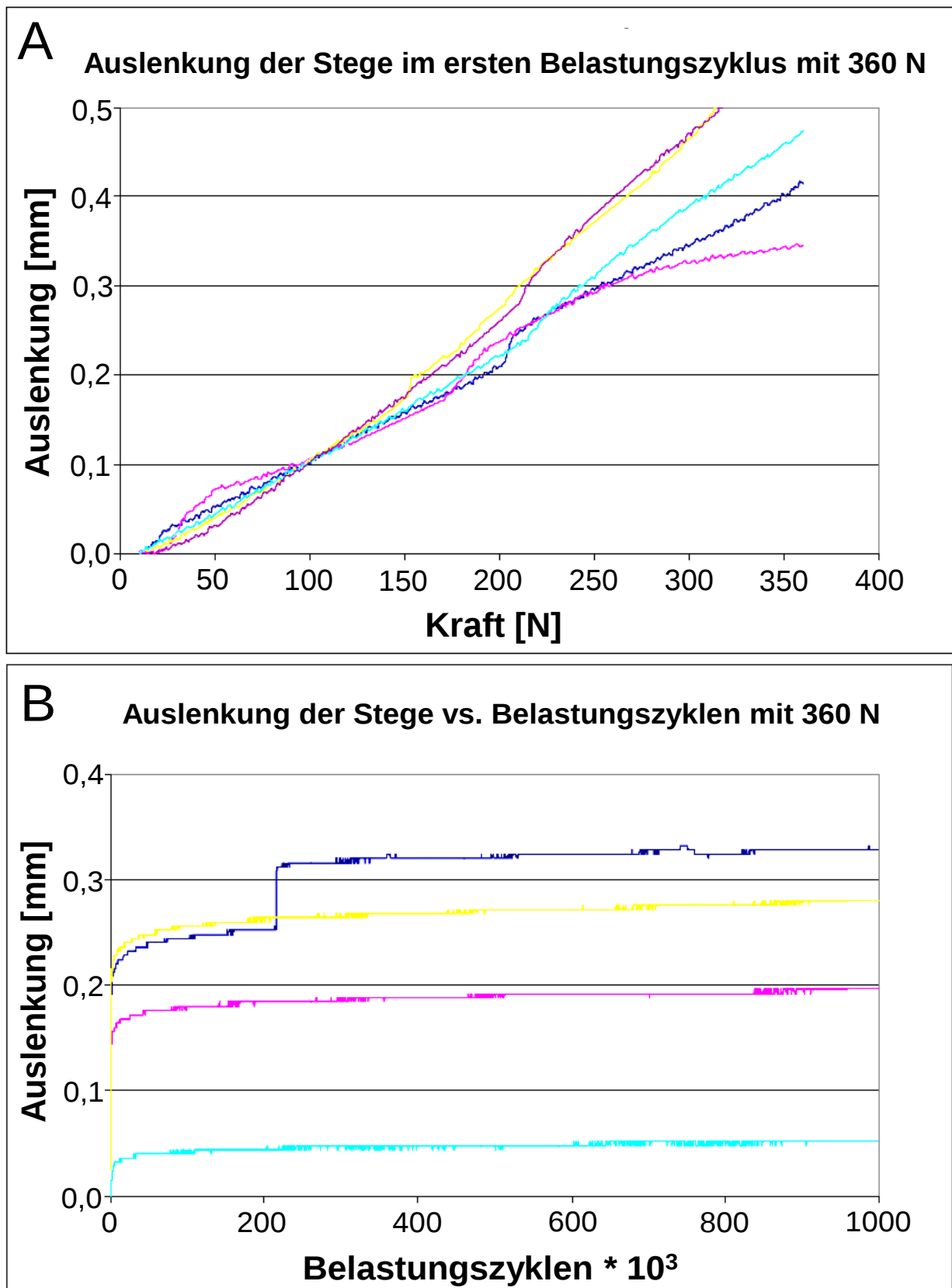


Abb. 24: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.

Die Auslenkungsdiagramme zeigen, dass der größte Teil der gemessenen Auslenkung während weniger Belastungszyklen zu Beginn der Versuche auftrat. Nach dieser initialen Phase wurde die Auslenkung der Prüfkörper nur noch geringfügig erhöht. Für Belastungen oberhalb von 180 N wurden nicht-lineare Zusammenhänge zwischen Kraft und Auslenkung der Prüfkörper gemessen (siehe Abbildungen 19, 20, 23 und 24). Diese Zusammenhänge werden verursacht durch plastische Deformationen der Prüfkörper. Diese plastischen Deformationen werden auch sichtbar in den unten abgebildeten Fotos der Prüfkörper nach den durchgeführten dynamischen Belastungstests. Für Kräfte bis zu 180 N wurden nur geringe plastische Verformungen beobachtet (siehe Abbildungen 17, 18, 21 und 22).

3.1.2.2. Visuelle Beurteilung der Prüfkörper nach Ablauf der dynamischen Belastungsprüfung

Wie oben bereits beschrieben, wurden für Belastungen ab 180 N in den Auslenkungsdiagrammen deutliche nichtlineare Zusammenhänge zwischen aufgebrachter Kraft und Auslenkung des Prüfkörpers gemessen, bedingt durch eine plastische Verformung des Prüfkörpers. Das ist ebenfalls deutlich zu erkennen in den Fotos der Prüfkörper nach Abschluss der dynamischen Belastungsprüfung (siehe Abbildungen 27, 28, 31 und 32).

Die deutlich geringeren plastischen Verformungen der Prüfkörper für Kräfte bis zu 180 N konnten ebenfalls visuell bestätigt werden (siehe Abbildungen 25, 26, 29 und 30).

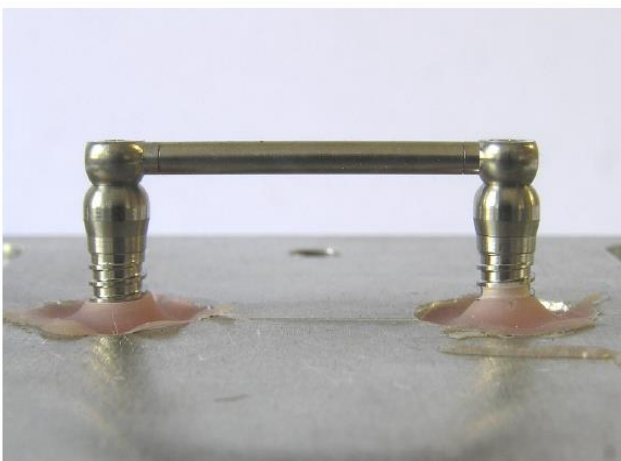


Abb. 25: 26 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 90 N.

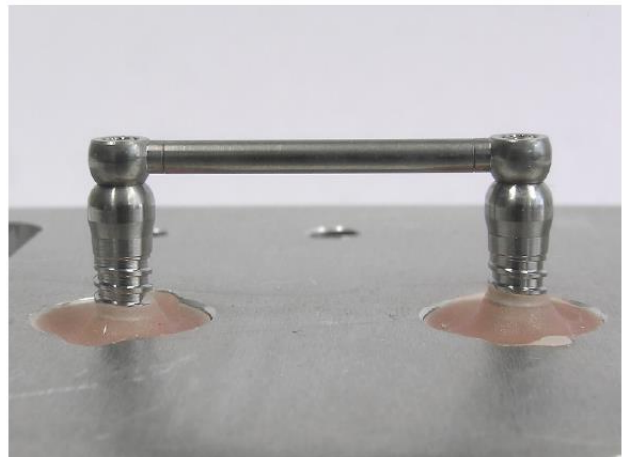


Abb. 26: 26 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 180 N.



Abb. 27: 26 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 270 N.

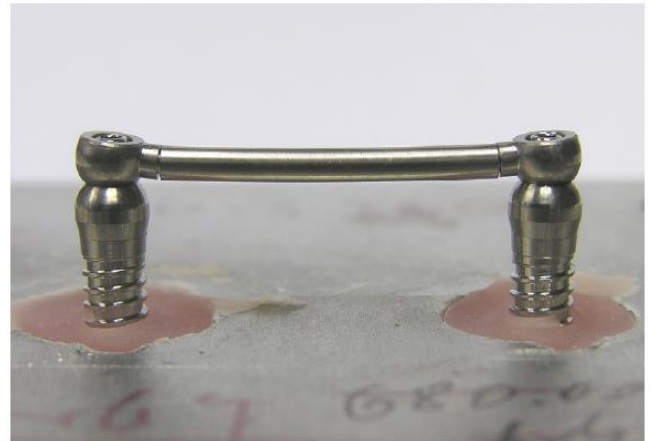


Abb. 28: 26 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N.



Abb. 29: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 90 N.



Abb. 30: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 180 N.



Abb. 31: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 270 N.



Abb. 32: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N.

3.1.3. Dynamische Belastungstests an SFI-Bars® auf BPI-Implantaten

Zusätzlich zu den oben beschriebenen Versuchen wurden dynamische Belastungstests von SFI-Bars® auf Implantaten der Firma Biologisch Physikalische Implantate GmbH & Co KG (BPI) durchgeführt. Versuchsaufbau und -durchführung sowie die Auswertung erfolgten größtenteils wie bereits oben beschrieben.

Es wurde jedoch bei den Belastungstests mit 26 mm langen Stegen beobachtet, dass alle Prüfkörper die mit einer Kraft von 360 N oder mehr beaufschlagt wurden, im dynamischen Test versagen. Aus diesem Grund wurde für die nachfolgenden Versuche die Belastungsstufe mit 90 N weggelassen und stattdessen eine Belastungsstufe im klinisch relevanten Belastungsbereich mit 315 N durchgeführt. Damit wurde in diesem kritischen Lastbereich eine feinere Auflösung möglich.

Die Abbildungen 33 und 34 zeigen die Versagensrate der 26 mm Stege bzw. der 8 mm Stege. Die Farben zeigen ein Bestehen der Prüfkörper oder ob ein Versagen der Stege oder der Implantate vorliegt. Für beide Steglängen gilt, dass alle Prüfkörper die dynamischen Belastungstests mit 270 N und darunter überstanden. Oberhalb dieser Belastung versagen die meisten Prüfkörper.

In 19 Fällen brachen die Implantate während der dynamischen Belastungen durch Materialermüdung. Für die Prüfkörper mit 26 mm langen Stegen brach in allen acht Fällen von

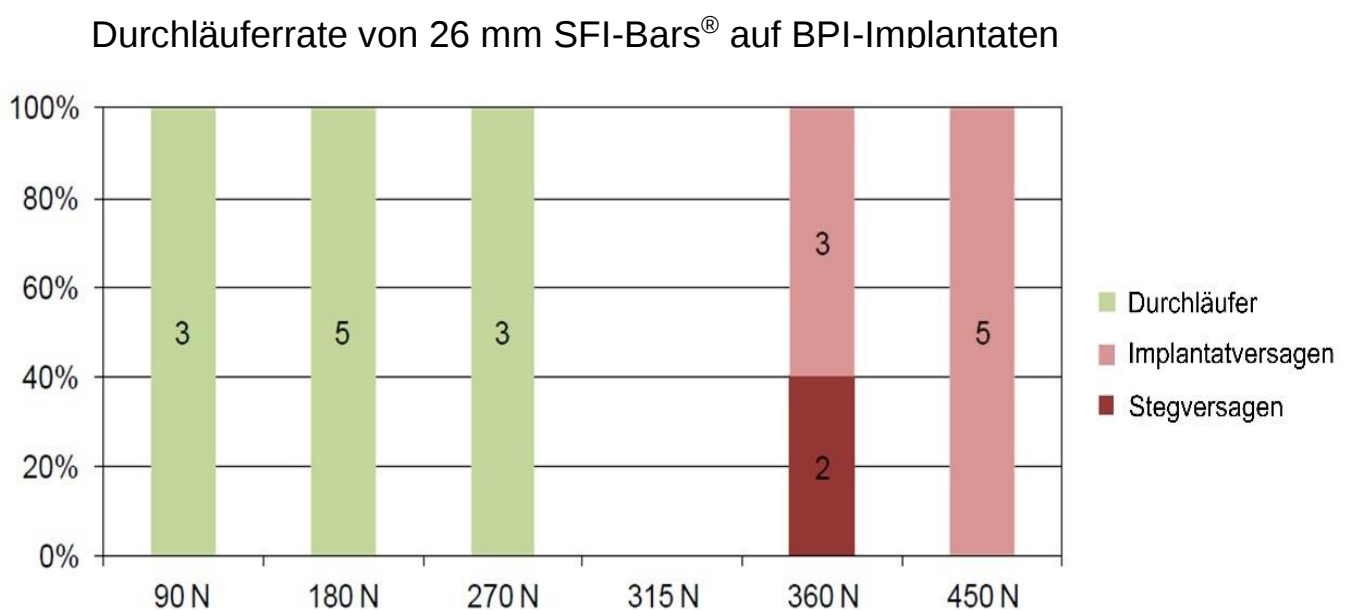


Abb. 33: Durchläuferrate von 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten nach dynamischen Belastungstests mit $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen und verschiedenen Kraftbeaufschlagungen.

Durchläuferrate von 8 mm SFI-Bars® auf BPI-Implantaten

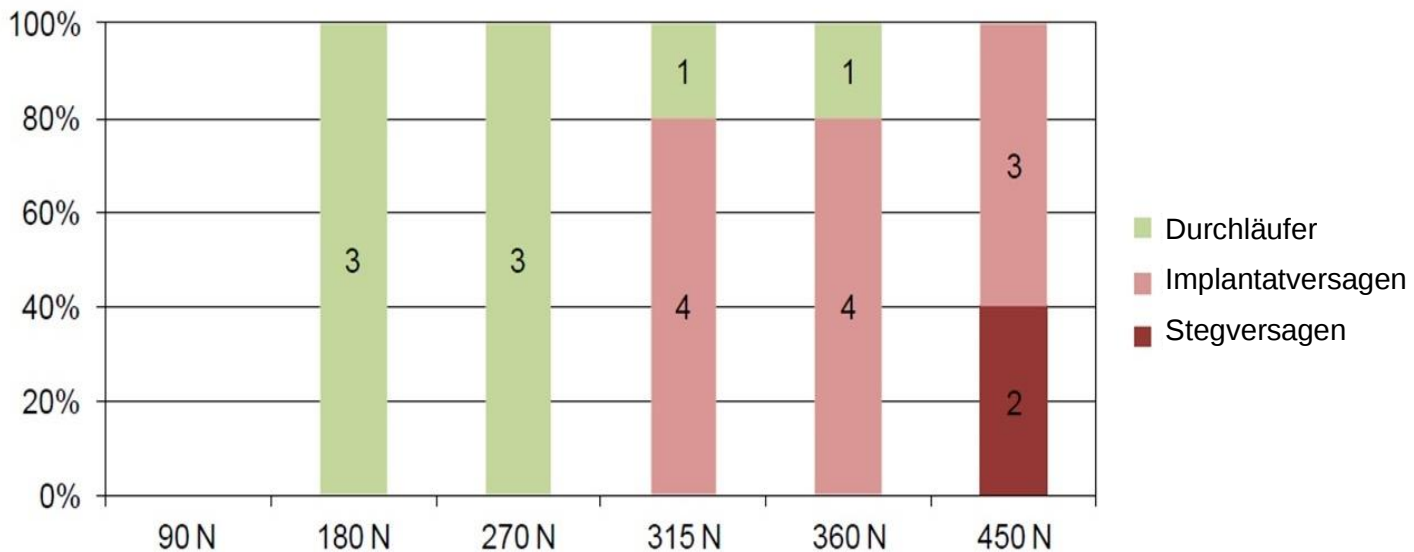


Abb. 34: Durchläuferrate von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten nach dynamischen Belastungstests mit $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen und verschiedenen Kraftbeaufschlagungen.

In allen Fällen, in denen die Prüfkörper versagten, passierte dies deutlich vor Erreichen von 120.000 Belastungszyklen. Die Abbildungen 35-37 zeigen Beispiele für zerstörte Prüfkörper.



Abb. 35: Beispiel für einen partiellen Bruch eines Implantates an einem 8 mm langen SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten nach zyklischer Belastung mit 360 N.



Abb. 36: Beispiel für das Versagen eines 26 mm Steges auf BPI-Implantaten nach Belastungszyklen mit einer Kraft von 360 N.



Abb. 37: Beispiel für gebrochene Implantate an einem SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten mit der Länge 8 mm.

3.1.3.1. Kraft-Auslenkungs-Diagramme der 26 mm SFI-Bars® auf BPI-Implantaten

Die Abbildungen 38–42 zeigen die Kraft-Auslenkungs-Diagramme für 26 mm lange SFI-Bars® auf BPI-Implantaten. Es ist zu erkennen, dass bis zu einer Belastung von einschließlich 270 N alle Prüfkörper den Belastungen standhielten. Bei Belastungen mit 360 N und 450 N hingegen versagten alle getesteten Prüfkörper.

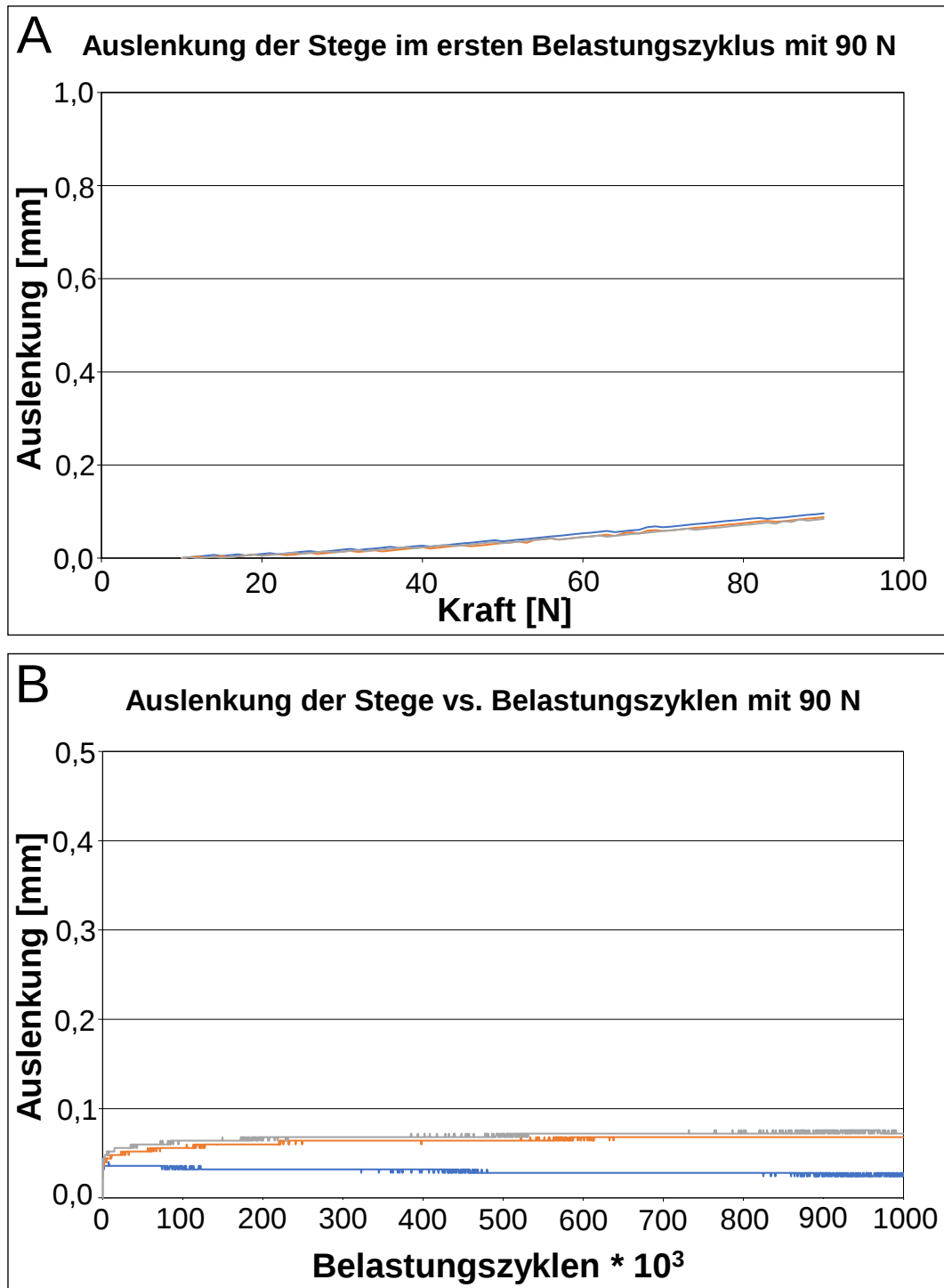


Abb. 38: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.

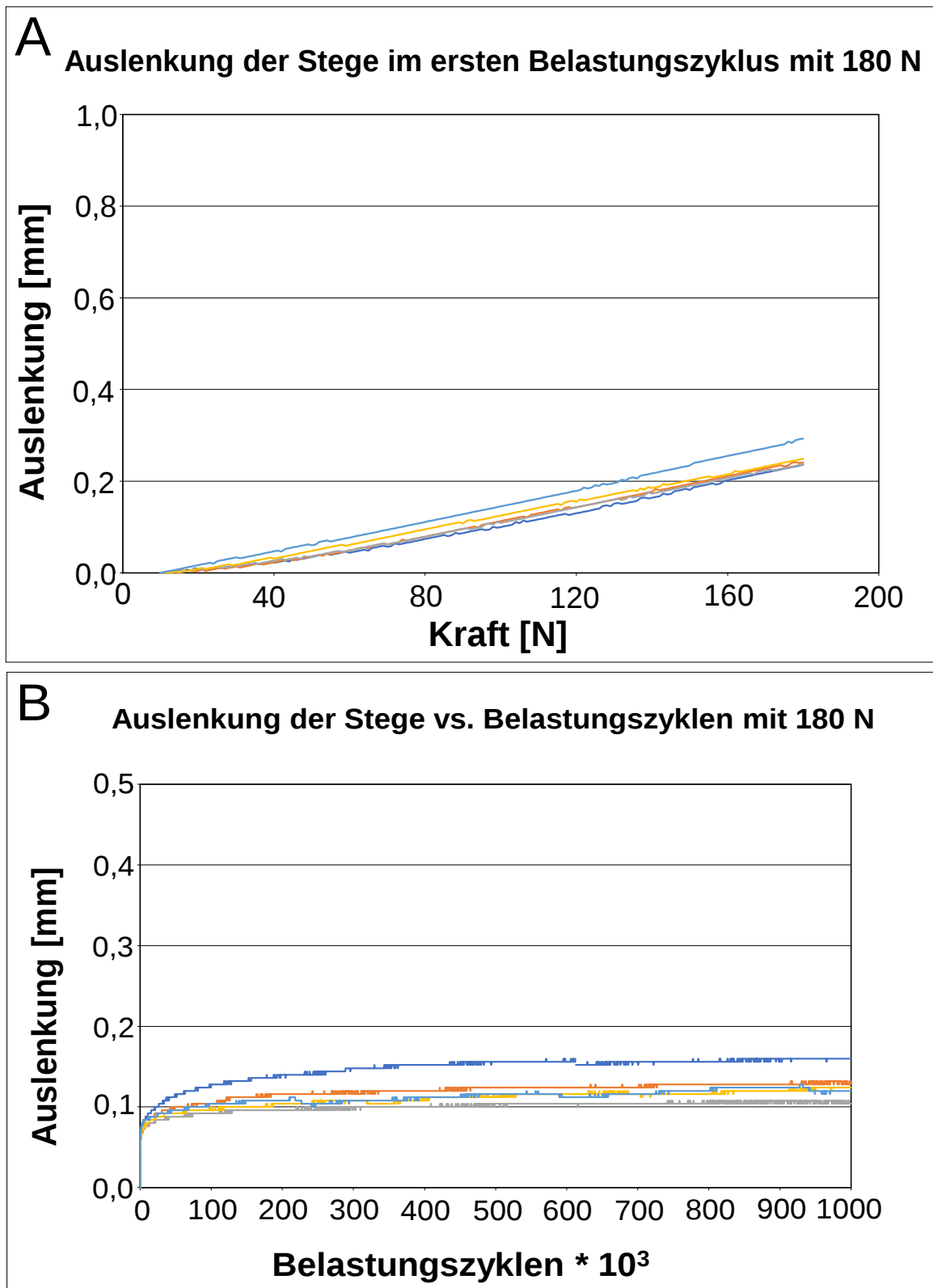


Abb. 39: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.

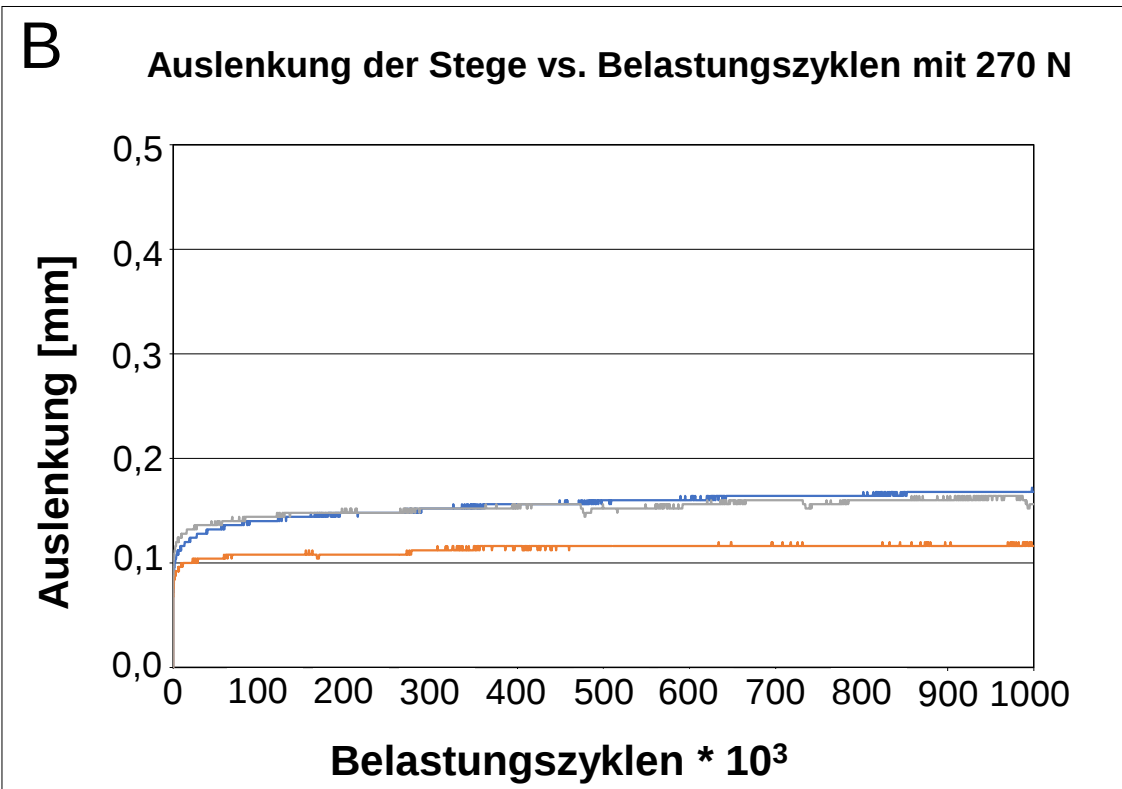
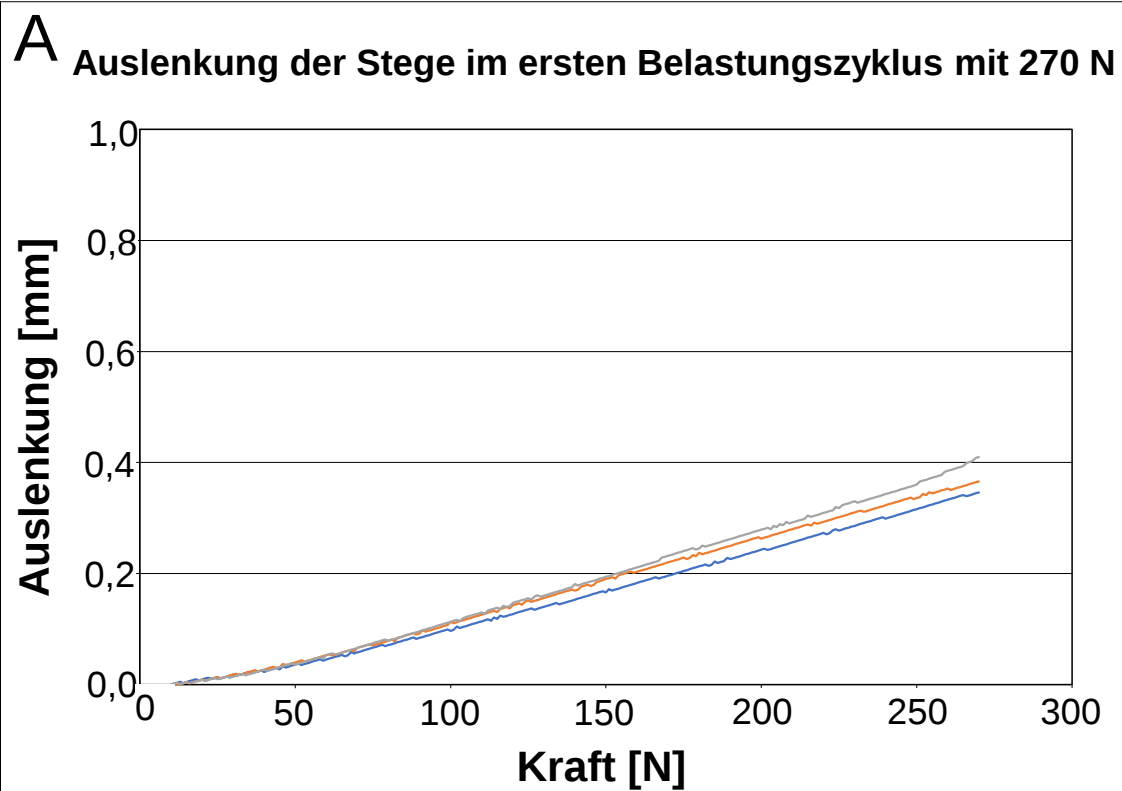


Abb 40: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.

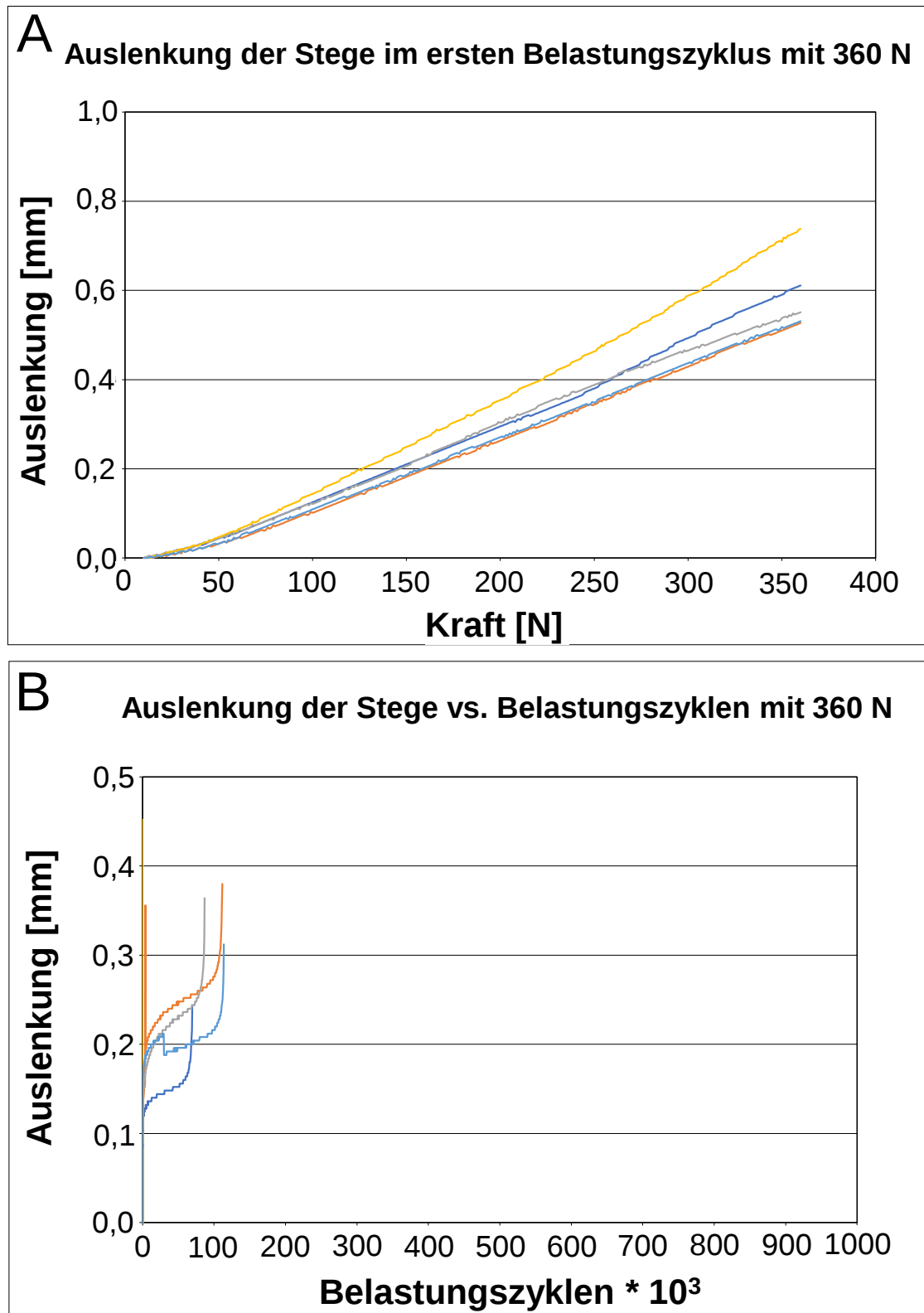


Abb. 41: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.

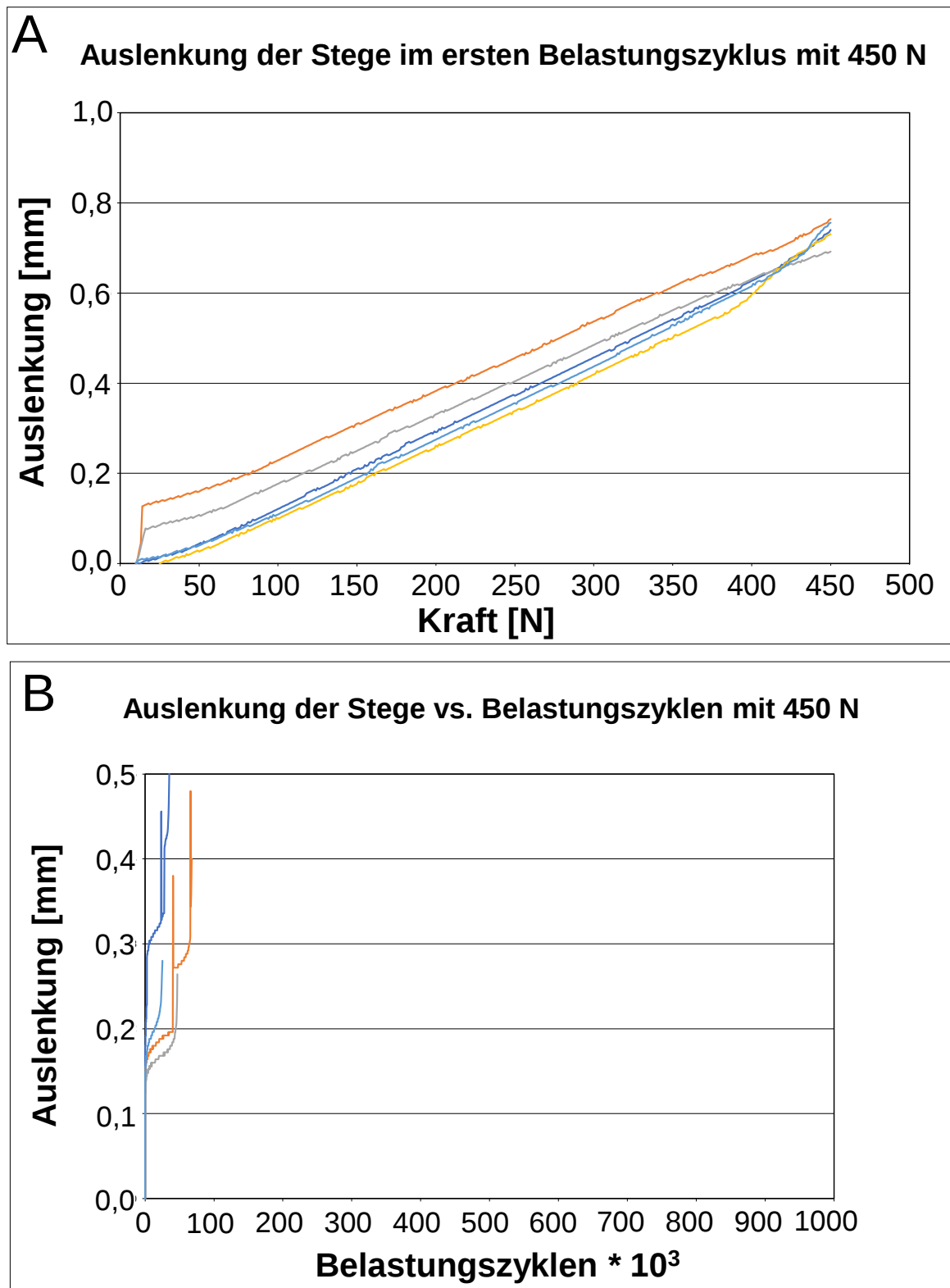


Abb. 42: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 450 N.

3.1.3.2. Kraft-Auslenkungs-Diagramme der 8 mm SFI-Bars® auf BPI-Implantaten

In den Abbildungen 43–47 sind die Kraft-Auslenkungs-Diagramme für 8 mm lange SFI-Bars® auf BPI-Implantaten gezeigt. Es ist zu erkennen, dass bis zu einer Belastung von einschließlich 270 N alle Prüfkörper den Belastungen standhielten. Bei Belastungen mit 315 N und 360 N versagte jeweils einer von fünf Prüfkörpern. Bei 450 N Belastung versagten alle getesteten Prüfkörper.

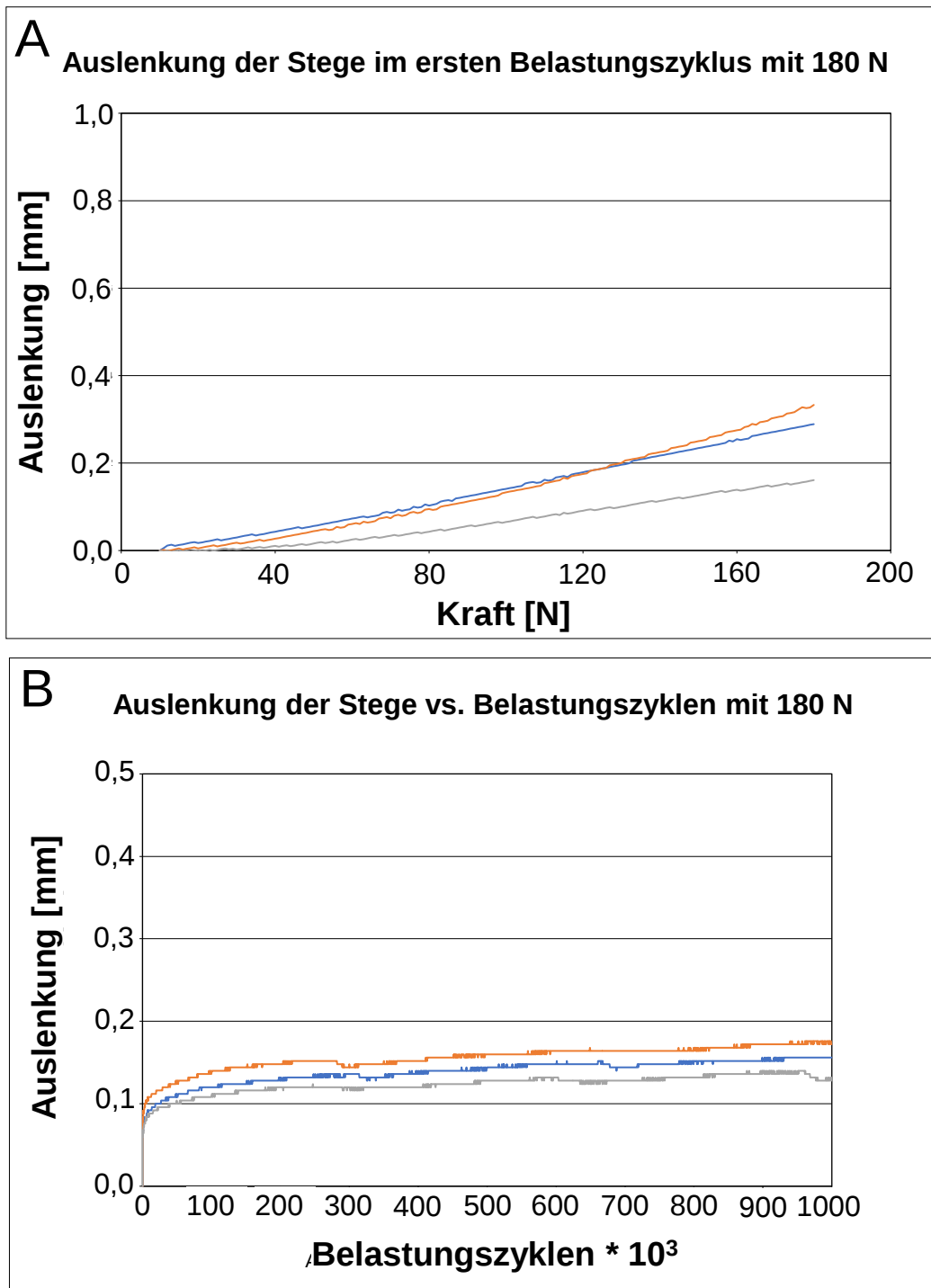


Abb. 43: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.

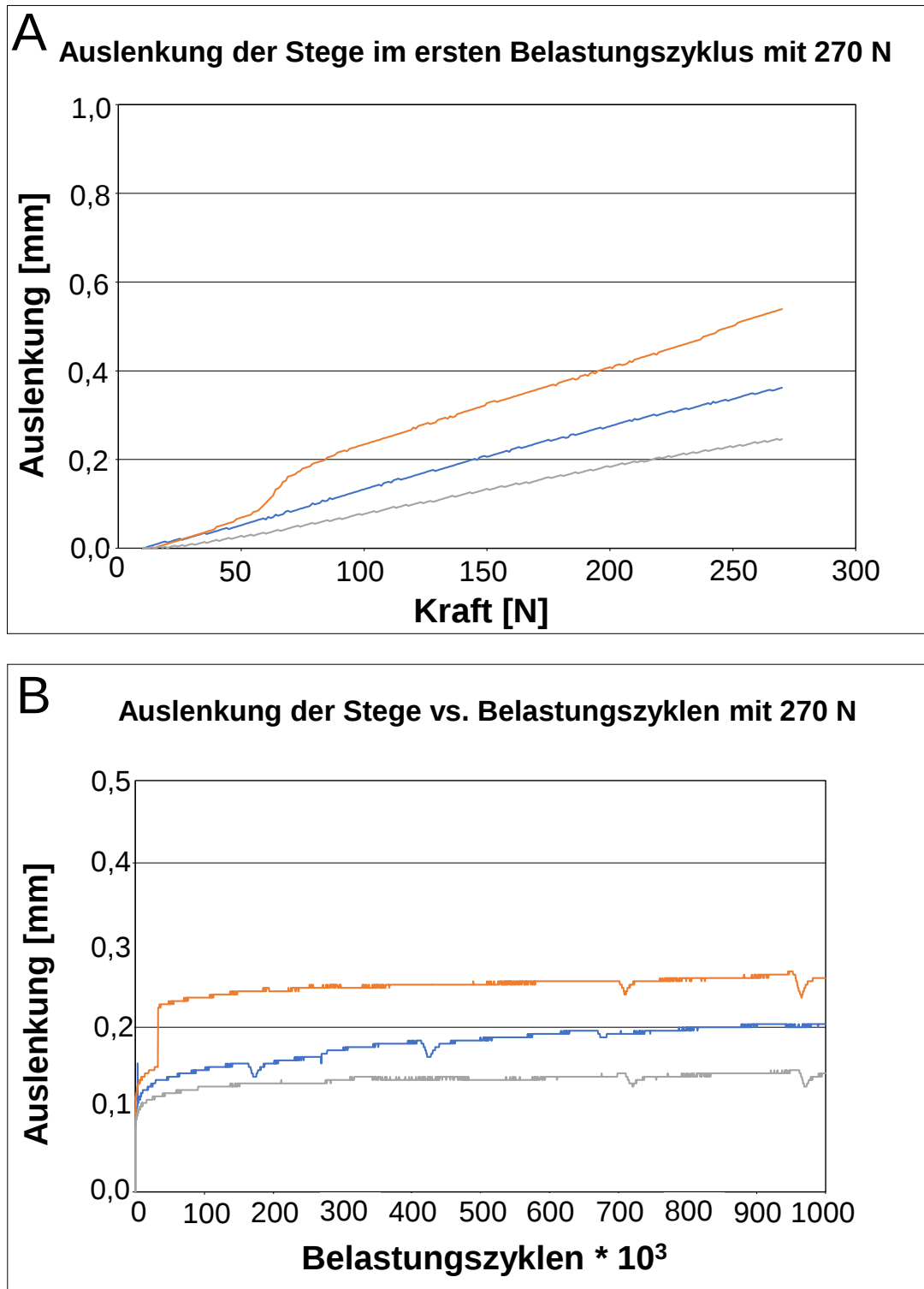


Abb. 44: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.

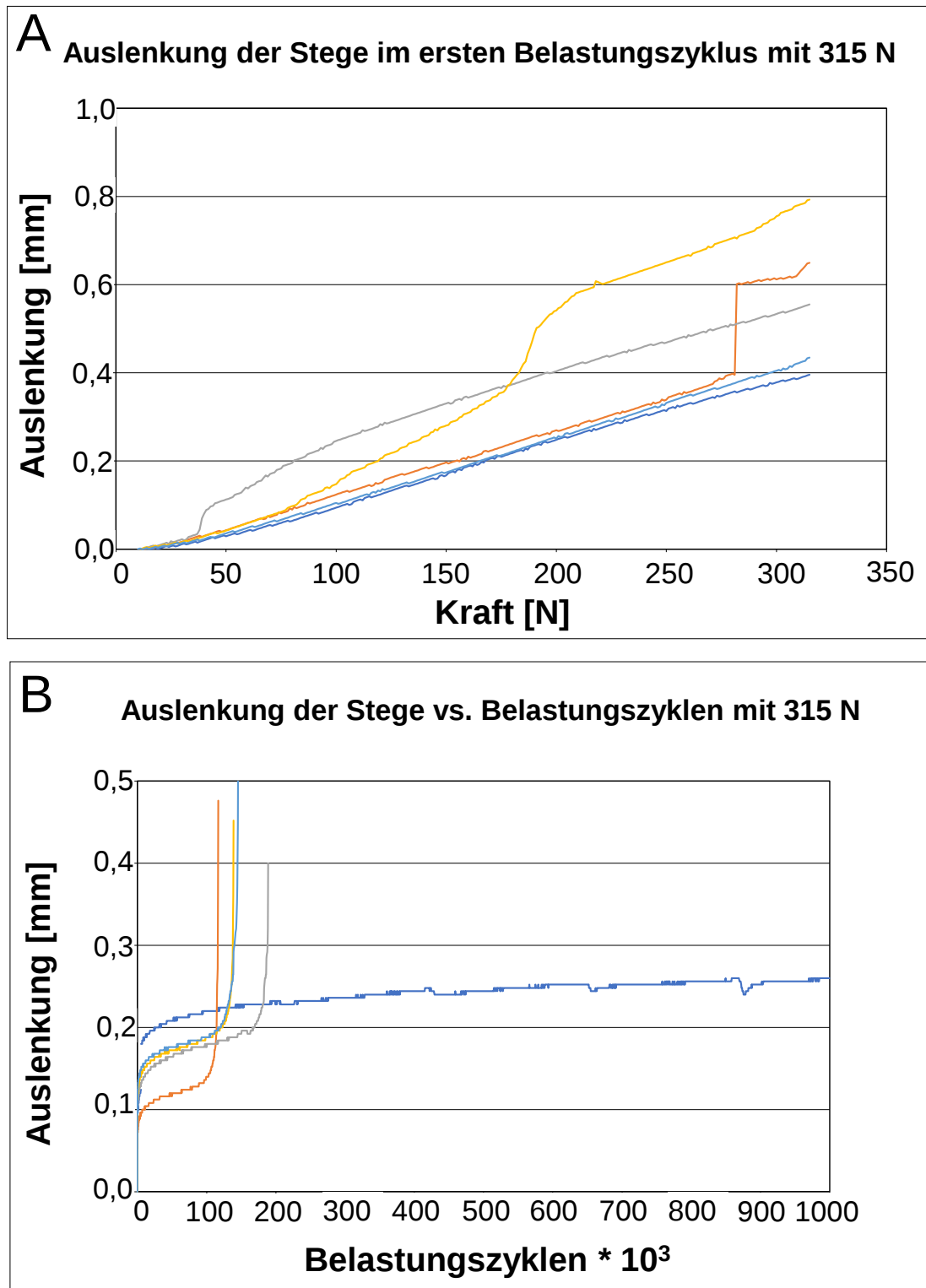


Abb. 45: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 315 N.

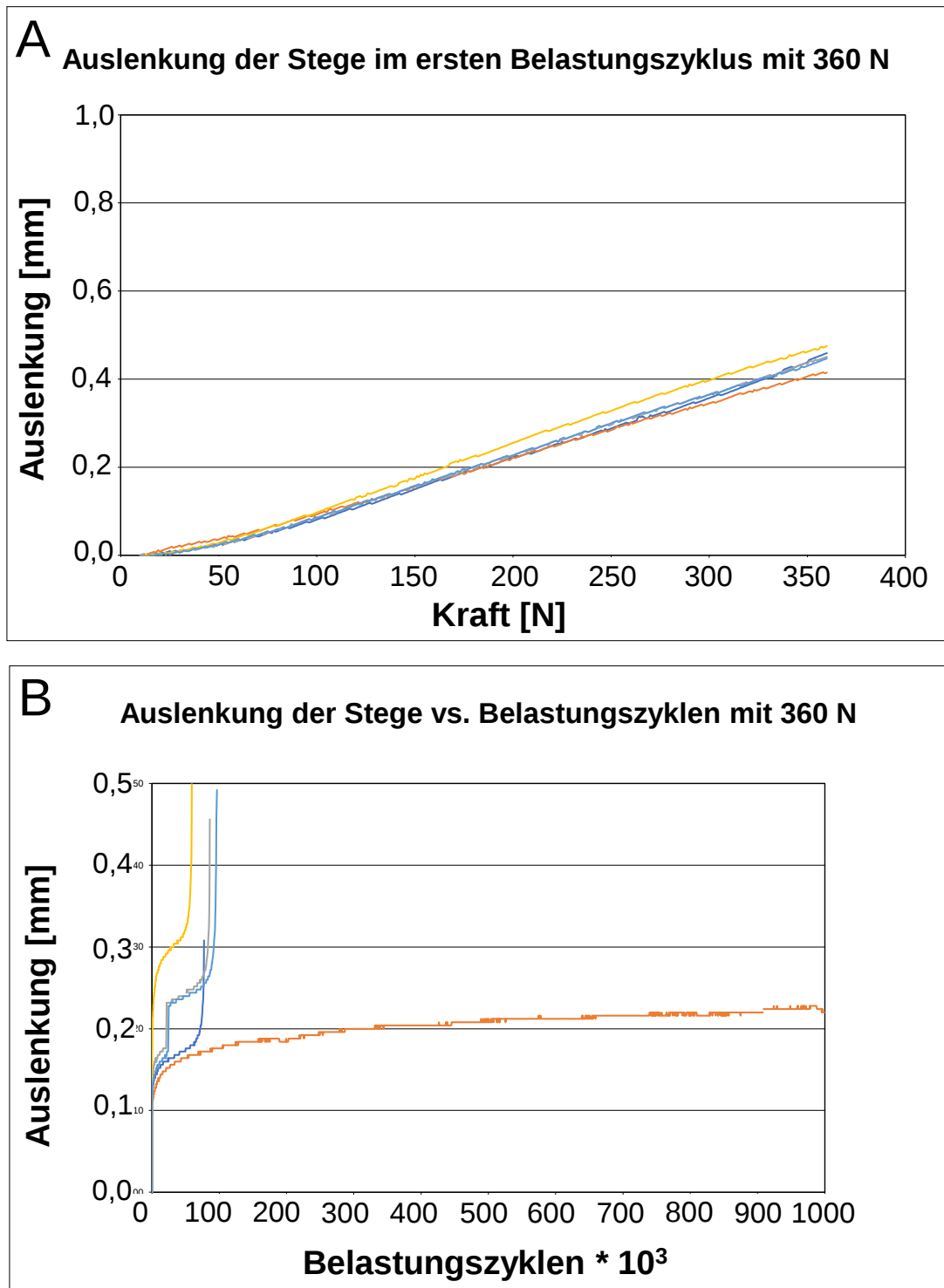


Abb. 46: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.

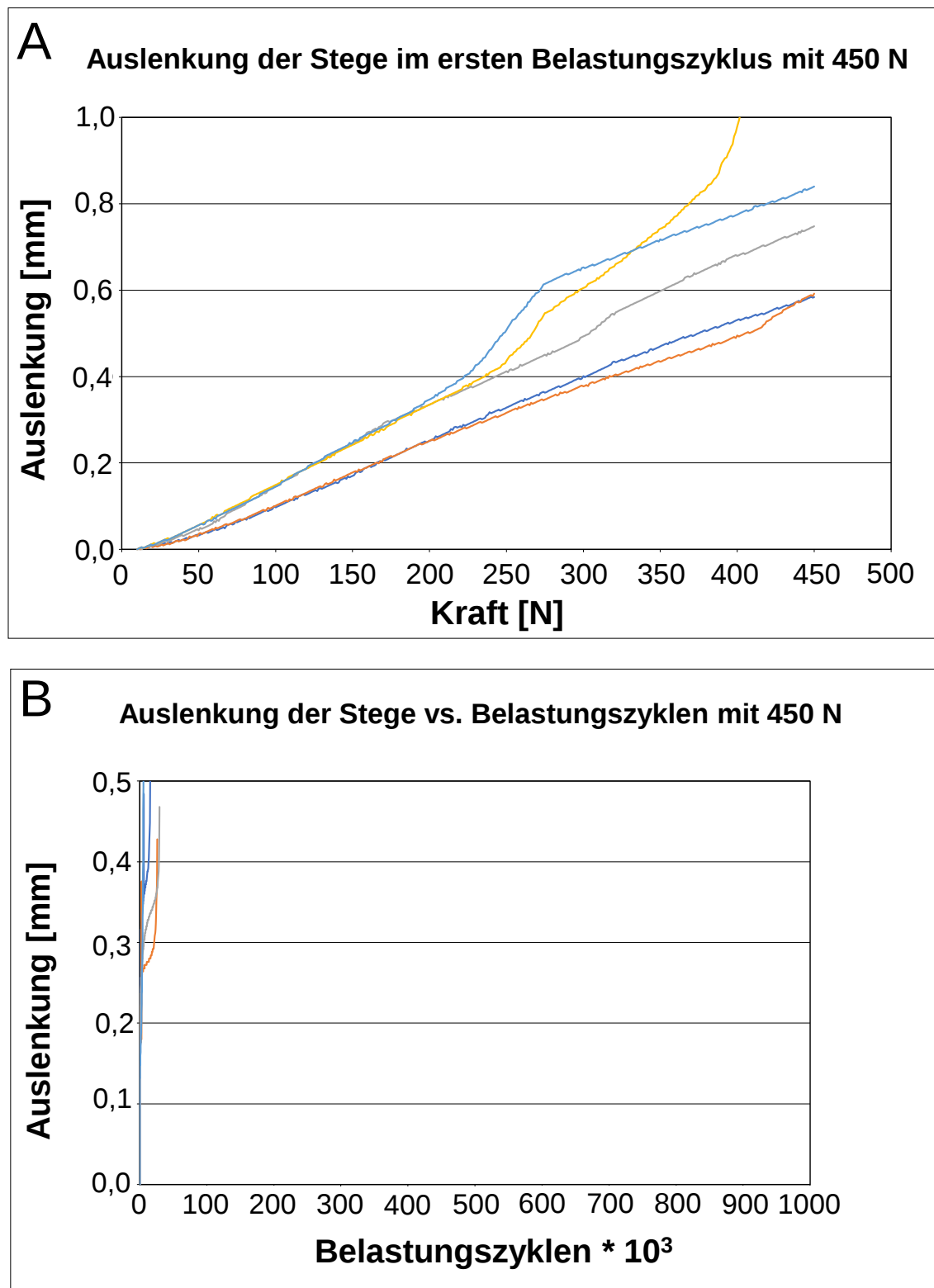


Abb. 47: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 450 N.

3.1.4. Dynamischer Belastungstest von SFI-Bars® auf BPI-Implantaten über $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen bei 180 N.

Aus Zeit und Effizienzgründen wurden die oben beschriebenen Versuche mit $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen durchgeführt. EN ISO 14801 fordert hingegen $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen. Um dieser Tatsache Rechnung zu tragen und eine Aussage zur Stabilität und Ermüdungsfreiheit der zu testenden Stege und Implantate in Übereinstimmung mit der Norm machen zu können, wurde im Folgenden die kritischste Stegkonfiguration mit $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen getestet.

Aufgrund der oben beschriebenen Daten wurde hierzu eine Steglänge von 8 mm gewählt und mit 180 N bei 5 Hz für $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen getestet. Die Versuche und Auswertungen wurden durchgeführt wie oben beschrieben. Die Kraft-Auslenkungs-Diagramme sind in Abbildung 39 dargestellt.

Keiner der getesteten Prüfkörper versagte unter diesen Bedingungen.

Die plötzliche Abnahme der gemessenen Auslenkung bei einem Prüfkörper (siehe Pfeil in Abbildung 48 B) ist wahrscheinlich auf ein Setzen der Implantate im Polymer zurückzuführen.

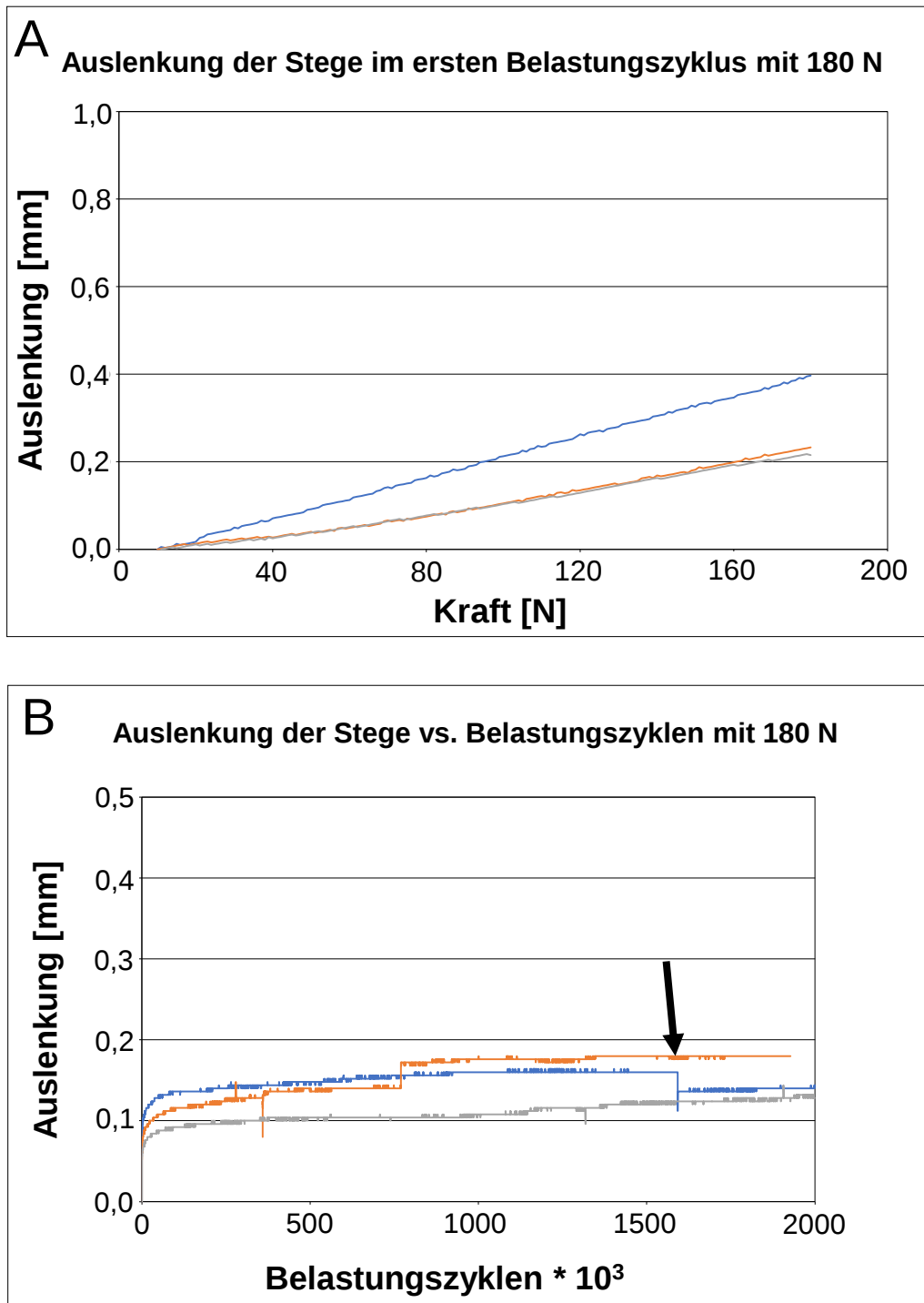


Abb. 48: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N über $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen.

3.2. Messung der Losdrehmomente von SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten nach durchgeführten Ermüdungstests.

Für die SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten wurden außerdem die Losdrehmomente nach Durchführung der Belastungszyklen bestimmt. Während des Zusammenbaus der Systeme wurden die Schraubverbindungen mit den von den Herstellern angegebenen Drehmomenten angezogen. Die Losdrehmomente nach den dynamischen Belastungstests sind abgebildet in den Abbildungen 49 und 50 für die 26 mm langen Stegkonstruktionen und in der Abbildung 50 für die 8 mm langen Stegkonstruktionen. Die Abkürzungen in den Abbildungen stehen jeweils für: FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

Nur in einem Fall wurde ein kompletter Verlust des Anzugsdrehmomentes festgestellt. Dies passierte bei einer Belastung mit 360 N an einem Prüfkörper mit einer Steglänge von 8 mm. Dies ist durch die fehlenden Balken in Abbildung 51 und 52 erkennbar. In allen anderen Fällen betrug der Verlust des Anzugsdrehmomentes zwischen 10 % und 45 % des Drehmomentes bei der Montage der Prüfkörper. Bei einer zugrundeliegenden Akzeptanzschwelle von 50 % Drehmomentverlust durch Dauerbelastung gab es abgesehen von der genannten Ausnahme keine Anzugsdrehmomentverluste außerhalb dieses Akzeptanzkriteriums

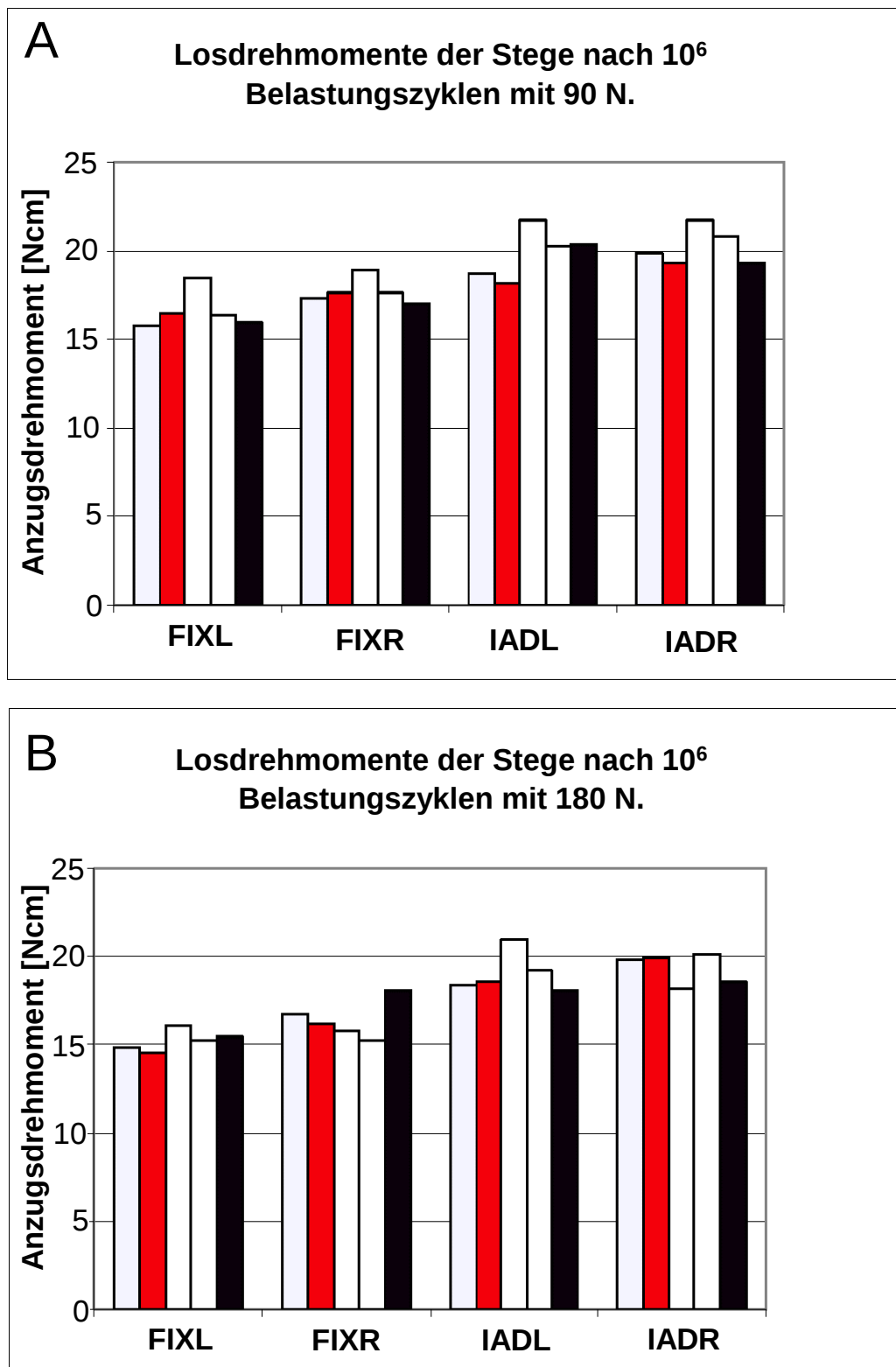


Abb. 49: Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 90 N (A) und 180 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

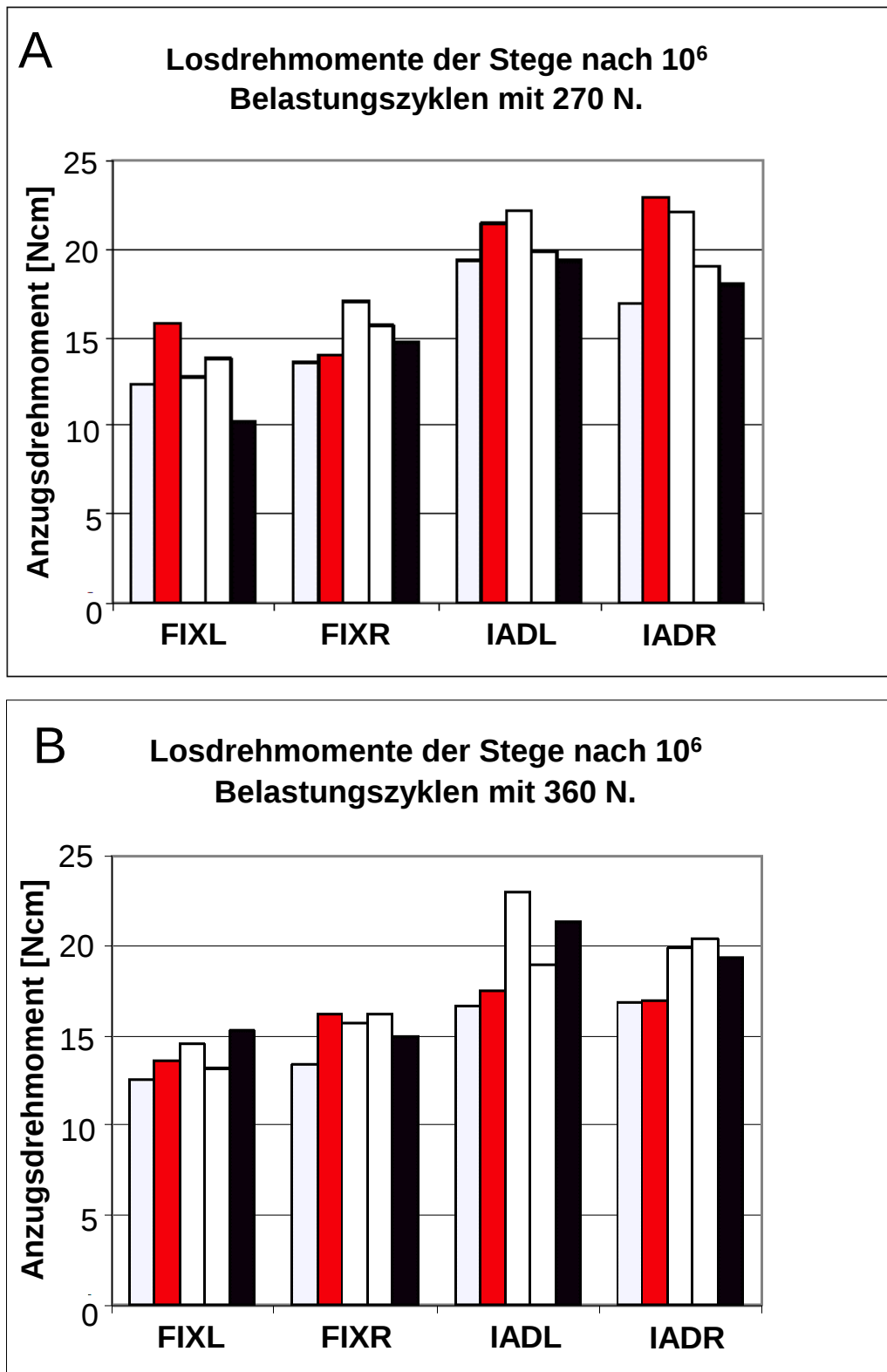


Abb. 50: Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 270 N (A) und 360 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

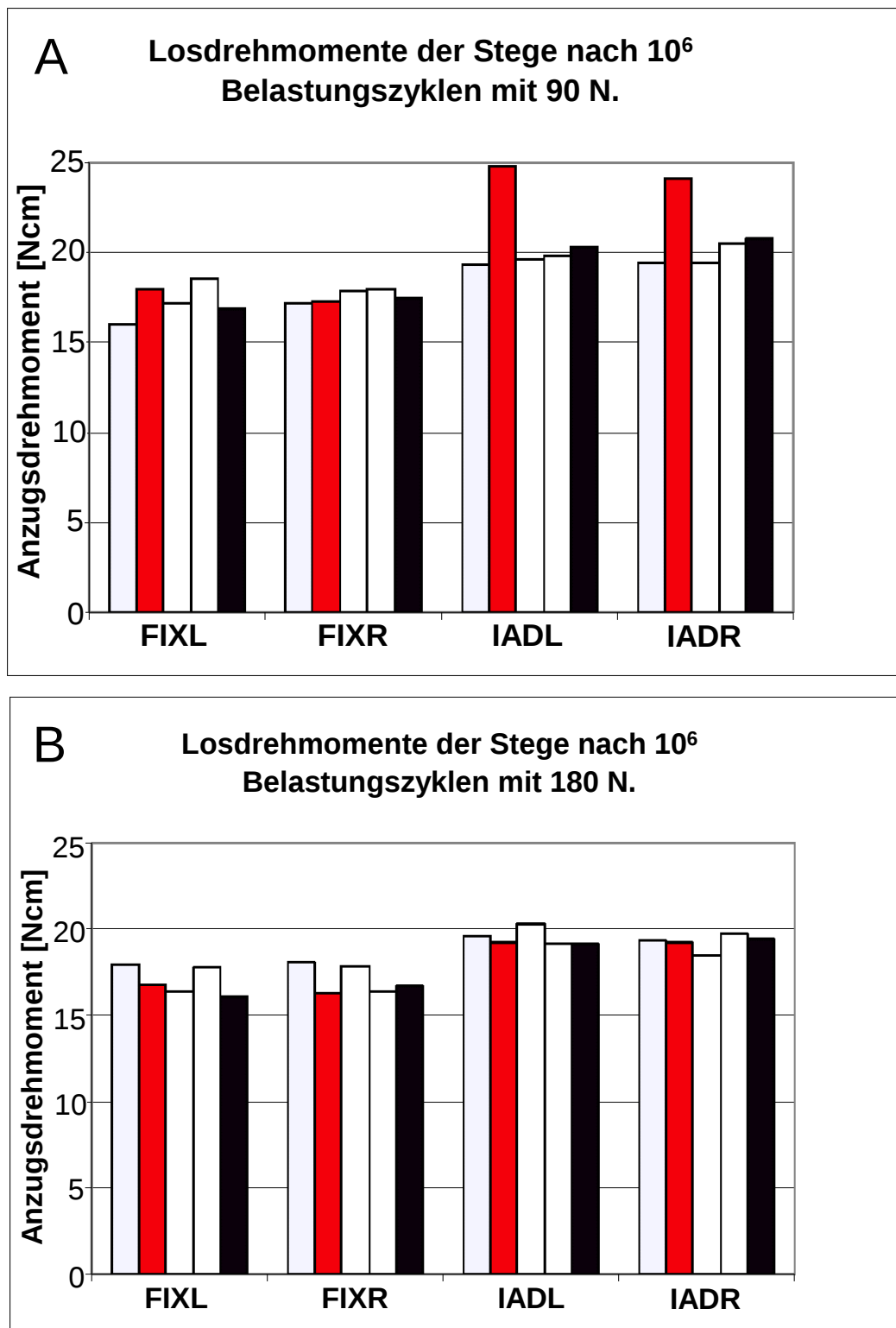


Abb. 51: Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 90 N (A) und 180 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

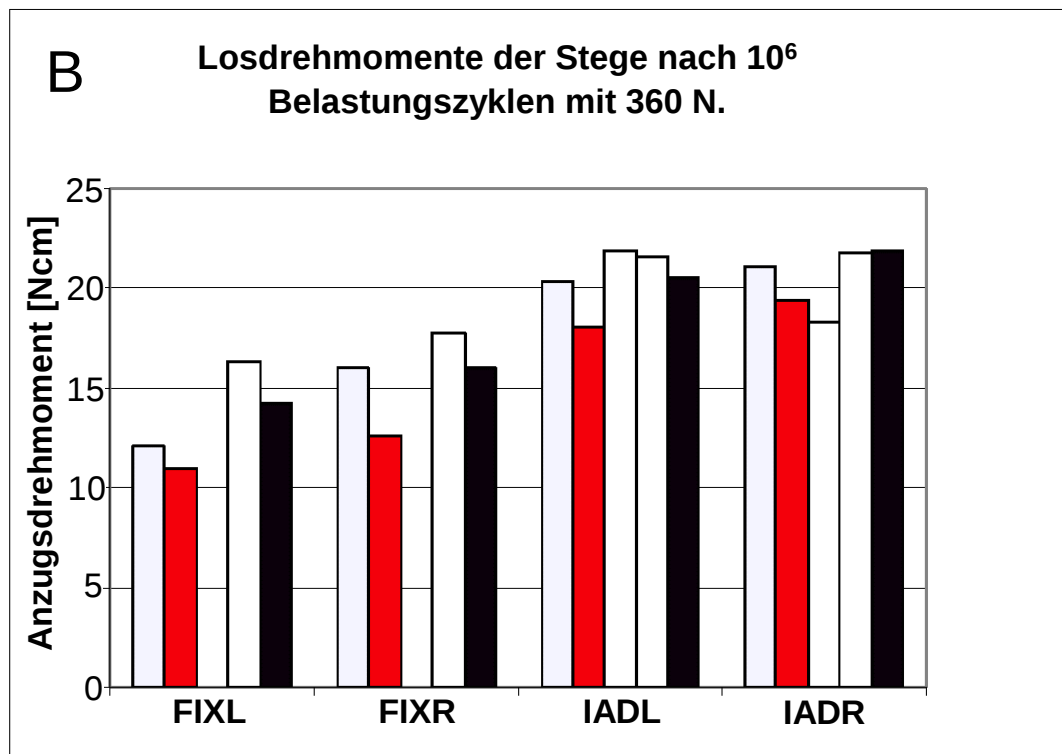
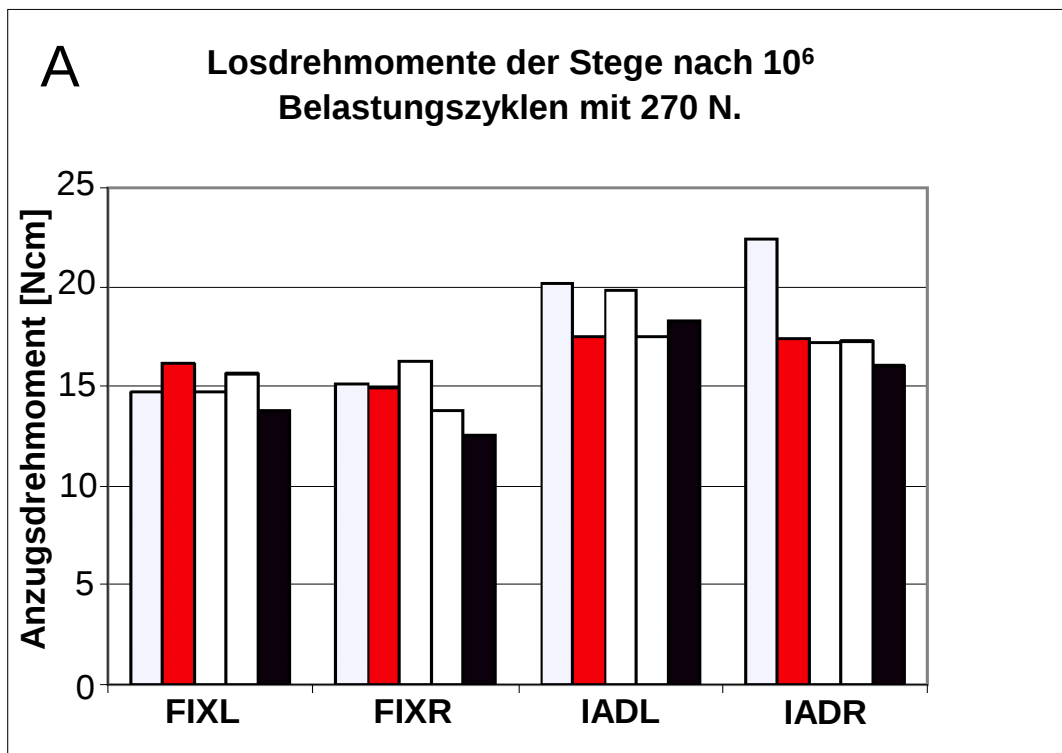


Abb. 52: Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 270 N (A) und 360 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

3.2.1. Dauerbelastungsfähigkeit des SFI-Bar®-Systems bei kritischer Last und erhöhten Anzugsdrehmomenten der Schraubverbindungen

Die Auslenkung der Prüfkörper im ersten Belastungszyklus sowie die Auslenkung über die verschiedenen Belastungszyklen ist den Abbildungen 53 und 54 dargestellt.

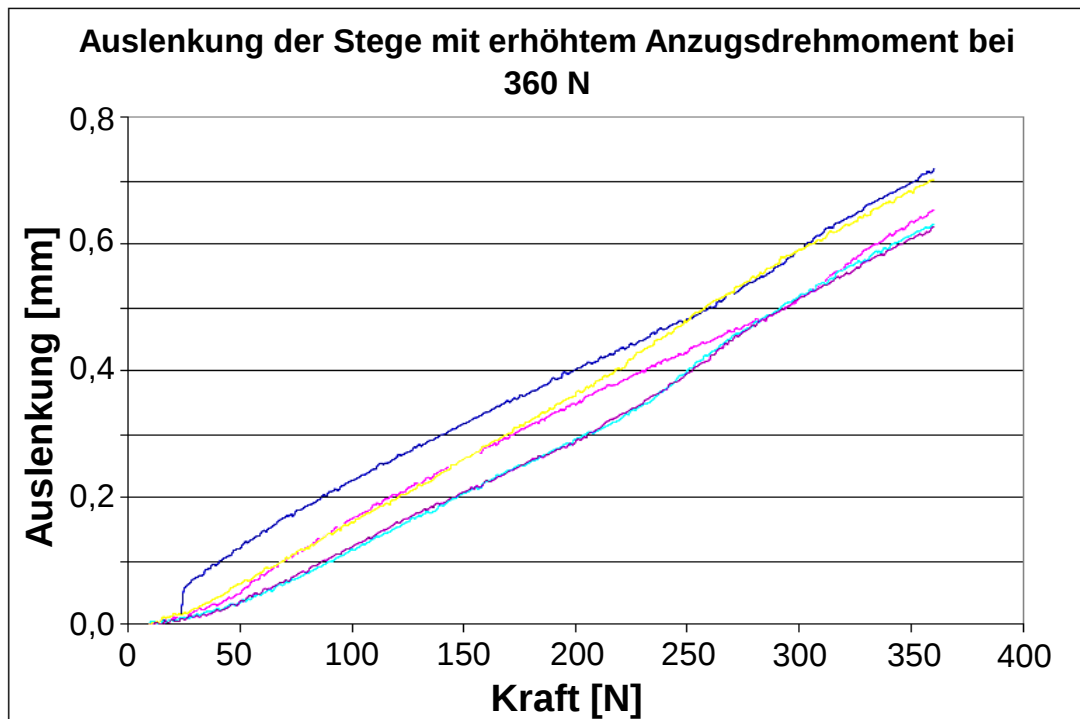


Abb. 53: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) im ersten Belastungszyklus mit 360 N und erhöhtem Anzugsdrehmoment.

Die Auslenkungsdiagramme zeigen keinen wesentlichen Unterschied zu den entsprechenden Ergebnissen aus den Versuchen mit den vom Hersteller empfohlenen Drehmomenten. Ein frühzeitiges Versagen in den Dauerlastversuchen aufgrund der erhöhten Anzugsdrehmomente und dadurch erhöhter Spannungen in den Schraubverbindungen konnte nicht beobachtet werden.

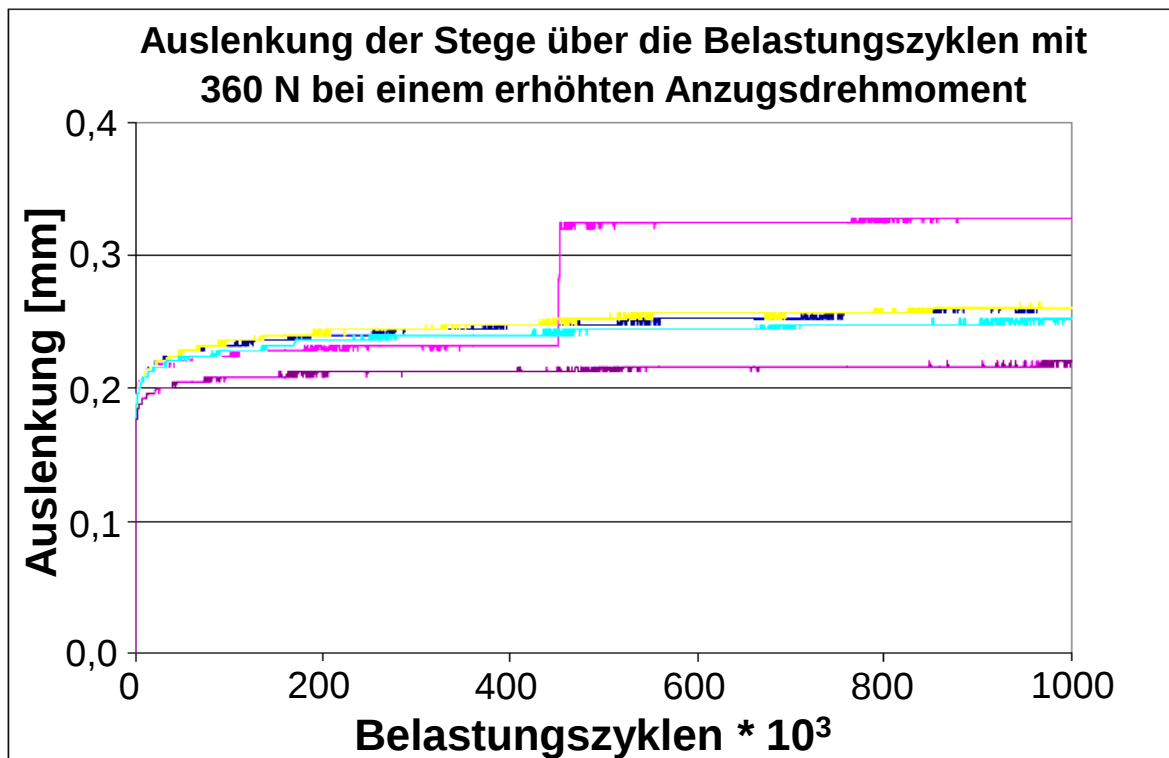


Abb. 54: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) über alle Lastzyklen bei 360 N und erhöhtem Anzugsdrehmoment.

3.2.2. Dauerbelastungsfähigkeit des SFI-Bar®-Systems bei überhöhten Anzugsdrehmomenten und CrCN-beschichteten Schraubverbindungen unter kritischer Last

Die Auslenkung der Prüfkörper mit CrCN beschichteten Schrauben im ersten Belastungszyklus sowie die Auslenkung über die verschiedenen Belastungszyklen ist in den folgenden Abbildungen 55 und 56 dargestellt. Auch hier zeigen die Auslenkungsdiagramme keinen wesentlichen Unterschied zu den entsprechenden Ergebnissen aus den Versuchen mit den vom Hersteller empfohlenen Drehmomenten sowie unbeschichteten

Schraubverbindungen. Ein frühzeitiges Versagen in den Dauerlastversuchen wurde ebenfalls nicht beobachtet.

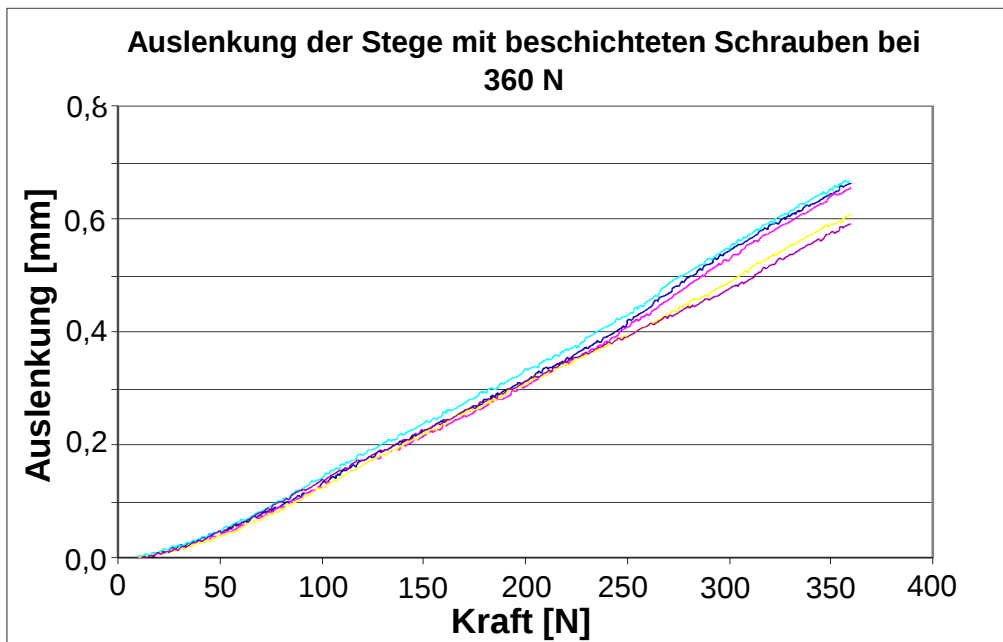


Abb. 55: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) mit erhöhtem Anzugsdrehmoment und CrCN beschichteten Schraubverbindungen im ersten Belastungszyklus.

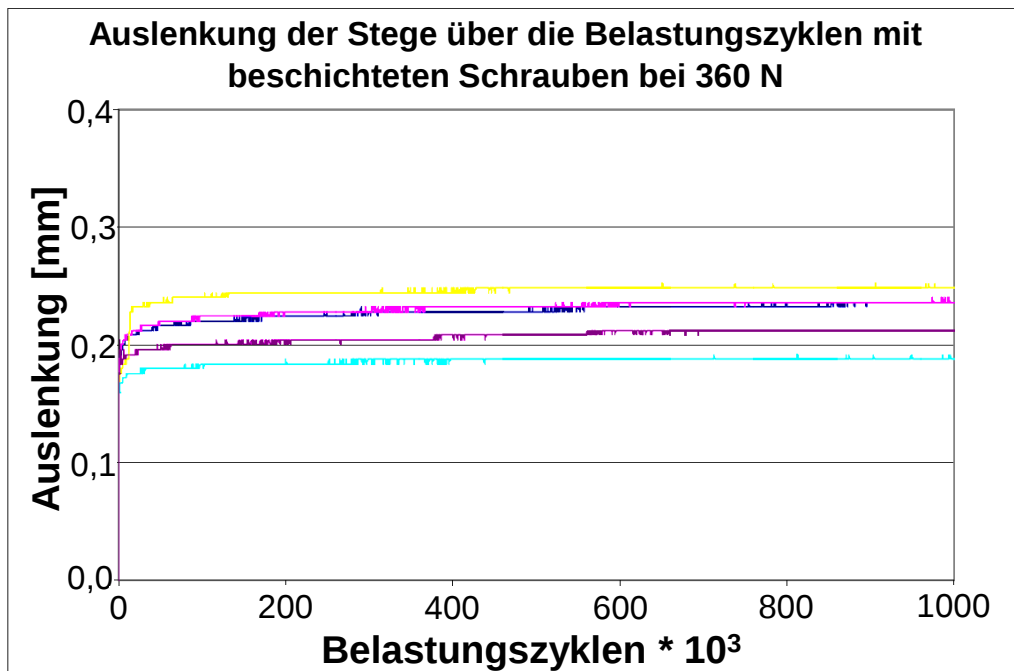


Abb. 56: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) über alle Lastzyklen bei erhöhtem Anzugsdrehmoment und CrCN beschichteten Schraubverbindungen.

3.2.3. Vergleich der Losdrehmomente der Schraubverbindungen von unbeschichteten und CrCN beschichteten Fixationsschrauben

Die Losdrehmomente für das Lösen der Schraubverbindungen nach der Dauerbelastung fielen für die unbeschichteten und die beschichteten Fixationsschrauben unterschiedlich aus. Die Losdrehmomente der unbeschichteten Schrauben waren im Mittel etwas höher als die der beschichteten Schrauben. Die Losdrehmomente sind gezeigt in den Abbildungen 57 und 58. Mit den hier zur Verfügung stehenden Mitteln konnte nicht geklärt werden, ob das an eventuell auftretenden Mikro-Kaltverschweißungen bei den unbeschichteten Schrauben oder an unterschiedlichen Oberflächenstrukturen der unbeschichteten im Vergleich zu den beschichteten Schrauben liegt. Die Abkürzungen in den Abbildungen stehen jeweils für: FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links.

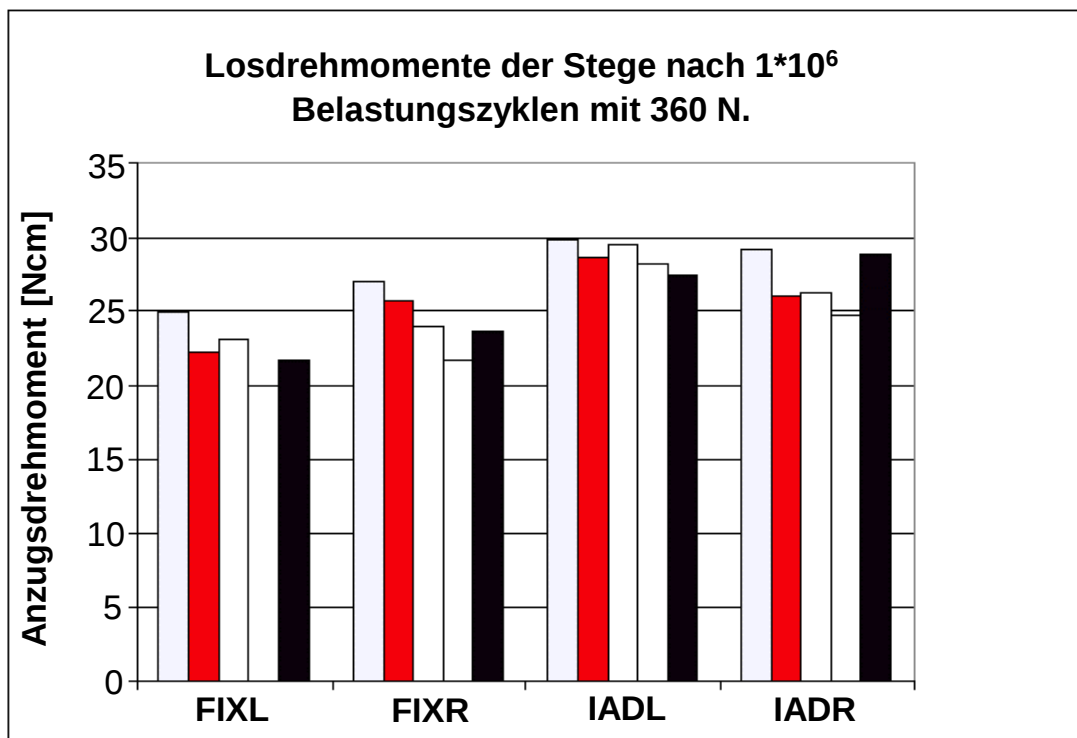


Abb. 57: Losdrehmomente nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N bei unbeschichteten Schrauben und einem erhöhten Anzugsdrehmoment.

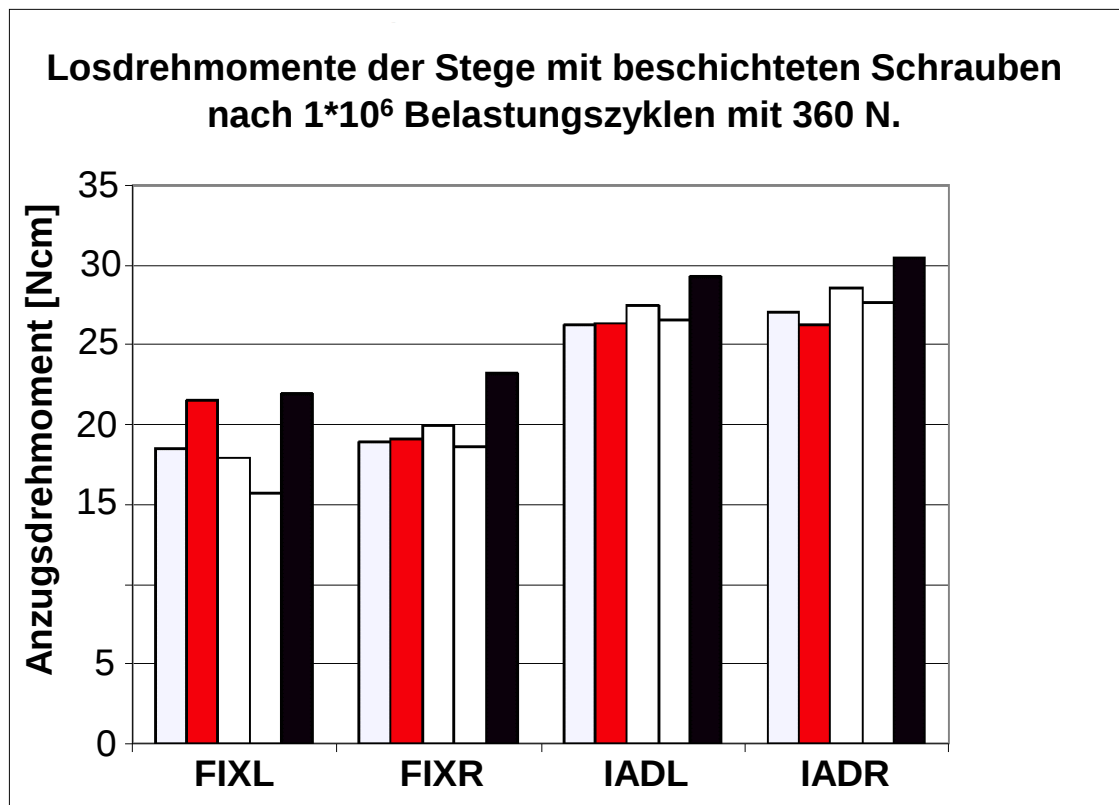


Abb. 58: Losdrehmoment nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N bei CrCN-beschichteten Schrauben und einem erhöhten Anzugsdrehmoment.

4. Diskussion

Für zahnlose Patienten sind Implantat-gestützte Prothesen nach wie vor eine gute Alternative zu Vollprothesen. Die Vorteile sind eine höhere Patientenzufriedenheit, eine bessere Kaufähigkeit, eine bessere Aussprache sowie eine höhere mechanische Stabilität (Awad et al., 2003; Mochalski et al., 2021). Ein „bar und clip“ System zeigt dabei eine stabile Verbindung und damit eine gute Haltbarkeit der Prothese (Trakas et al., 2006).

4.1. Klinische Relevanz der untersuchten Kräfte

Die auftretenden Kaukräfte, die auf Prothese und Implantate einwirken, werden von verschiedenen Parametern beeinflusst. Hierbei spielen Alter, Geschlecht, Zahnstatus sowie die Zahl und der Zustand von vorhandenen Implantaten bzw. Prothesen eine Rolle (Katzenbach et al., 2021; Nishigawa et al., 2001). In der Literatur findet sich ein weites Spektrum an Werten für gemessene Kaukräfte. Diese reichen von niedrigen zweistelligen Werten bis hin zu mehreren hundert Newton (Katzenbach et al., 2021). Die höchsten Werte für die Kaukraft werden von gesunden 20-jährigen erreicht. Mit fortschreitendem Alter nimmt die Kaukraft dann deutlich ab (Bakke, 2006; Edmonds und Glowacka, 2020). Edmonds und Glowacka (2020) haben diese maximale Kraft mit 576 N gemessen. Diese Werte gelten für jüngere Menschen ohne dentale Prothesen. Bei vergleichbaren Probanden (23 ± 2 Jahre, kein Zahnersatz) wurden in einer anderen Studie maximale Beisskräfte von 398 ± 103 N gemessen (Fontijn-Tekamp et al., 2000).

Man kann jedoch davon ausgehen, dass bei weitem nicht in jedem Kauzyklus die maximale Kaukraft erreicht wird. So wurden z.B. die durchschnittlich auftretenden Kräfte während eines typischen Kau- und Schluckzyklus zwischen 36 % und 41 % der maximal auftretenden Kraft bestimmt (Gibbs et al., 1981). Darüber hinaus geht mit den verschiedenen Arten von Zahnersatz eine deutliche Abnahme der maximalen Kaukraft einher. Hier werden Werte zwischen 31 N und 88 N bei Totalprothesen und von 50 N bis 172 N für implantatgestützte Prothesen berichtet (Avukat et al., 2023). Für Patienten mit herausnehmbaren Teilprothesen wurden Werte von 176 ± 168 N berichtet (Miyaura et al., 2000). Wenn man diese Daten zusammennimmt, kann davon ausgegangen werden, dass eine typische

Ermüdungsbelastung durch Beisskräfte auf einer Prothese in der Praxis unterhalb von 200 N liegt. Diese Schlussfolgerung wurde auch von anderen Autoren gezogen (z.B.: Katzenbach et al., 2021). In der vorliegenden Arbeit wurden die zyklischen Belastungen zur Ermüdungsprüfung in diesem klinisch relevanten Bereich gewählt.

4.2. Ermüdungsbelastungen von SFI-Bars® über die Zyklenanzahl

Wenn es Komplikationen mit dentalen Implantaten gibt, sind diese entweder biologischer Natur oder haben mechanische Ursachen. Biologische Komplikationen sind z.B. Entzündungen oder eine schlechte Osseointegration. Mechanische Komplikationen umfassen Schäden oder Brüche an den Implantaten, Abutments oder z.B. den Stegen. Untersuchungen an den Bruchoberflächen dentaler Implantate ergaben die wahrscheinlichen Mechanismen bzw. Ursachen für die Brüche. Mehrere Studien identifizierten Materialermüdung als Ursache für die untersuchten Brüche (z.B.: Choe et al., 2004; Morgan et al., 1993; Yokoyama et al., 2002). Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit das Ermüdungsverhalten von SFI-Bars® angelehnt an die EN ISO 14891 untersucht.

Nach diesem Standard werden dentale Implantate in vitro unter angenäherten „worst-case“-Bedingungen getestet. Implantate werden so fixiert, dass sie 3 mm über den Alveolarrand überstehen, um Knochenverlust um das Implantat zu simulieren. Weiterhin werden die Prüfkörper in einem Winkel von 30 ° belastet, um sowohl eine vertikale als auch eine horizontale Kraftkomponente zu erhalten. Diese Norm berücksichtigt allerdings keine weiteren In vivo-Einflüsse auf das Material, wie z.B. Effekte durch Speichel oder dessen Bestandteile (Kim et al., 2020).

Der Standard fordert eine Lastspielzahl von $2 \cdot 10^6$ – $5 \cdot 10^6$. In dieser Arbeit wurde aus Zeit- und Effizienzgründen die Zahl der Lastzyklen zunächst auf $1 \cdot 10^6$ reduziert. Bei einer angenommenen Belastungszahl von 250 Belastungen pro Tag entsprechen diese $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen bereits einer Tragedauer des Zahnersatzes von mehr als 10 Jahren. Um die Anforderungen der Norm zu erfüllen, wurden dann im weiteren Verlauf der Versuche in einem klinisch relevanten Belastungsbereich Prüfkörper über die volle Länge von $2 \cdot 10^6$ Zyklen getestet (siehe unten).

Für die Ermüdungsbelastungen der SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten wurde bis zu einer Belastung von einschließlich 360 N kein Ermüdungsbruch festgestellt. Bis einschließlich 270 N Belastung wurden geringe plastische Verformungen von weniger als 0,5 mm Auslenkung beobachtet. Hierbei ist anzumerken, dass die in den Diagrammen dargestellten Auslenkungen auch die Verformung des Kunststoffes, in dem die Implantate eingebettet sind, beinhalten können. Die gemessenen Auslenkungen sind also nicht alleine den Prüfkörpern anzurechnen. Auslenkungen in den gemessenen Größenordnungen können als unkritisch für die Funktion angenommen werden. In einem klinisch relevanten Belastungsbereich bis zu 270 N treten also bei SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten weder Ermüdungsbrüche noch plastische Verformungen auf, die die Funktionalität des Systems beeinträchtigen würden. Lediglich bei Kräften, die oberhalb des klinisch relevanten Bereiches liegen, treten Verformungen auf, die eine Funktionalität des Systems in Frage stellen. Dies gilt sowohl für Steglängen von 26 mm als auch für Steglängen von 8 mm. Da diese Längen den vom Hersteller vorgegebenen Maximal- bzw. Minimallängen entsprechen, kann davon ausgegangen werden, dass alle dazwischen liegenden Längen ebenfalls den entsprechenden Ermüdungsbelastungen standhalten werden.

Um ein vollständigeres Bild der Belastbarkeit von SFI-Bars® zu bekommen, wurden analog noch Ermüdungsbelastungen dieser Stege auf BPI-Implantaten durchgeführt. Hier ergab sich ein leicht anderes Bild. Wie oben beschrieben, versagten die meisten Prüfkörper bei einer dynamischen Belastung oberhalb von 270 N. Für beide getesteten Steglängen gilt jedoch, dass alle Prüfkörper die dynamischen Belastungstests mit 270 N und darunter aushielten. Damit kann auch für diese Konfiguration geschlossen werden, dass im klinisch relevanten Bereich von Belastungen bis zu 270 N die SFI-Bars® auf BPI-Implantaten den Anforderungen genügen.

Anzumerken ist hier noch, welcher Teil der Konstruktion bei höheren Belastungen jeweils versagte. Bei Kräften von 315 N und mehr versagte in vier Fällen der Steg und in 19 Fällen das jeweilige Implantat. Da die Implantate, auf denen die Stege montiert werden, offensichtlich einen Einfluss auf die Haltbarkeit der Gesamtkonstruktion haben, zeigen diese Ergebnisse die Notwendigkeit nach besonderen Untersuchungen zu verschiedenen Steg-Implantat-Kombinationen.

Da die EN ISO 14801 $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen verlangt, wurden mit SFI-Bars® auf BPI-Implantaten im klinisch relevanten Belastungsbereich von 180 N bei einer Steglänge von 8 mm Ermüdungstests durchgeführt. Alle getesteten Prüfkörper überstanden die Messung. Wie in den vorherigen Versuchen zeigte sich auch hier, dass der größte Teil der gemessenen Auslenkung während der ersten Belastungszyklen erfolgte. Die hier erfolgte Verdoppelung der Belastungszyklen zeigte dementsprechend keine deutliche Änderung der Auslenkung gegenüber den ersten $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen.

Es kann deshalb davon ausgegangen werden, dass sich dieses Verhalten auch auf die anderen Versuche übertragen lässt, die SFI-Bars® also auch auf Thommen-Implantaten über die verlängerte Anzahl von Belastungszyklen standhalten werden.

4.3. Einfluss von Ermüdungsbelastungen und Anzugsdrehmoment auf das Losdrehmoment der Schraubverbindungen

Eine weitere regelmäßige Ursache für Komplikationen bei dentalen Implantaten ist das Lösen der Schraubverbindung zwischen Implantat und Abutment. Die Folgen können ein komplettes Brechen der Schraube oder auch biologische Folgen, wie z.B. eine Periimplantitis, sein (Alnasser et al., 2021). Eine systematische Literaturanalyse bezifferte die Häufigkeit von gelösten Schrauben auf 5,8 % bis 12,7 % nach fünf Jahren (Jung et al., 2008). Zwei wichtige Parameter, die das Lösen der Schraubverbindung charakterisieren, sind Vorspannung und Losdrehmoment. Die Vorspannung ist eine Zugspannung, die entsteht, wenn die Schraube angezogen wird. Diese Vorspannung ist notwendig, um die Verbindung der Bauteile sicherzustellen. Eine höhere Vorspannung erhöht den Widerstand der Schraubverbindung und führt damit zunächst zu einer Stabilisierung der Schraubverbindung. Eine zu hohe Vorspannung kann jedoch zum Reißen der Schraube führen (Bindl und Mörmann, 2001). Wenn äußere Kräfte auf die Schraubverbindung wirken, die die Vorspannung übersteigen, kann dies zu Mikrobewegungen führen, die zu einer Destabilisierung der Verbindung führen (Winkler et al., 2003). Diese Mikrobewegungen können außerdem zu Lücken zwischen Implantat und Abutment führen. In diese Lücken können Bakterien eindringen, die dann zu Entzündungsreaktionen, wie z.B. Periimplantitis, führen (Jansen et al., 1997).

Aus diesen Gründen wurden die Losdrehmomente der hier untersuchten SFI-Bars® auf Thommen-Implantaten nach dynamischen Belastungstests gemessen. Es wurde festgestellt, dass im klinisch relevanten Bereich von dynamischen Belastungen bis 270 N kein vollständiges Lösen einer Schraubverbindung auftrat. Dies gilt für beide getesteten Steglängen. In dem getesteten Belastungsbereich lag die Verminderung der Losdrehmomente gegenüber den Anzugsdrehmomenten durchgehend unterhalb von 40 %. Dies entspricht den Werten, die in einer systematischen Literaturanalyse für andere Implantat-Abutment-Kombinationen berichtet wurden (Pardal-Peláez und Montero, 2017). Bei Anlegen eines Versagenskriteriums von 50 % Verlust an Drehmoment haben alle Prüfkörper dieses Kriterium erfüllt.

Da zu hohe Anzugsdrehmomente zu einer zu hohen Vorspannung und damit zu einem Versagen der Schraubverbindung führen können, wurden erhöhte Anzugsdrehmomente angewandt und die damit montierten Prüfkörper einem dynamischen Belastungstest unterworfen. Es wurde nur im kritischen Belastungsbereich von 360 N getestet. Dieser Belastungsbereich wurde gewählt, um Unterschiede im Versagensbereich der Prüfkörper sichtbar zu machen. In den vorherigen Versuchen war bei geringeren Belastungen kein Versagen der Stege und ihrer Verbindungen aufgetreten, so dass diese Belastungsbereiche hier nicht getestet wurden.

Es konnten keine Auswirkungen auf die Dauerlaststabilität durch die erhöhten Anzugsdrehmomente gemessen werden. Das System ist also unempfindlich gegenüber einer Überschreitung der Anzugsdrehmomente auf 30 Ncm bzw. 35 Ncm.

4.4. Einfluss von CrCN-beschichteten Schrauben auf das Losdrehmoment

Der Bruch eines Steges oder eines Abutments ist in der klinischen Praxis ein relativ seltenes Ereignis. Innerhalb von 5 Jahren nach Einsetzen treten diese Ereignisse mit einer Prävalenz von 0,4 % bis 2,0 % auf (Jung et al., 2008). Wenn diese Brüche eintreten, muss der gebrochene Teil vorsichtig entfernt werden, um das Implantat dabei nicht zu beschädigen und somit kein Neues einsetzen zu müssen. Dieses ist insbesondere im Falle von kaltverschweißten Verbindungen sehr schwierig (Norton, 1999).

Um zu untersuchen, ob bei erhöhten Drehmomenten Kaltverschweißung auftritt, wurden die Losdrehmomente von CrCN beschichteten Schrauben mit denen von unbeschichteten Schrauben nach dynamischen Belastungstests verglichen. Die unbeschichteten Schrauben zeigten ein leicht erhöhtes Losdrehmoment gegenüber den beschichteten Verbindungen. Diese beobachtete Erhöhung des Losdrehmomentes war jedoch nicht hoch genug, um auf ein Kaltverschweißen schließen zu können. Ob eventuell Mikro-Kaltverschweißungen vorlagen oder ob das erhöhte Losdrehmoment auf Unterschiede in der Oberflächenstruktur zurückzuführen war, konnte im Rahmen dieser Arbeit mit den zur Verfügung stehenden Mitteln nicht geklärt werden. Hier sind weiterführende Versuche nötig.

4.5. Klinisches Fazit

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass im klinisch relevanten Lastbereich unterhalb von 200 N keine Ermüdungsbrüche der SFI-Bars® auftreten. Dies gilt für die Kombination der Stege mit zwei verschiedenen Implantatsystemen. Es kann also davon ausgegangen werden, dass SFI-Bars® auf gängigen Implantaten durchweg den Anforderungen nach ISO 14801 standhalten und entsprechend für klinischen Gebrauch geeignet sind.

Über die Anforderungen der ISO 14801 hinaus wurde noch die Stabilität der Schraubverbindungen sowohl bei Montage mit vorgeschriebenen Drehmomenten als auch bei Montage mit deutlich zu hohen Drehmomenten untersucht. Auch hier wurden nach Durchführung der Ermüdungstests keine Werte unterhalb der angesetzten Akzeptanzkriterien gemessen.

Die Stege sind also uneingeschränkt für den klinischen Gebrauch geeignet.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden In vitro-Ermüdungstests an vorgefertigten Stegen auf zwei verschiedenen Implantatsystemen durchgeführt. Getestet wurde nach den Vorgaben in EN ISO 14801. Dementsprechend wurden die vorgefertigten Stege einer intermittierenden Dauerbelastung in unterschiedlichen Höhen ausgesetzt. Ziel der Untersuchung war der Nachweis, dass die vorgefertigten Stege den im Mund vorkommenden Belastungen hinsichtlich Belastungshöhe und Belastungshäufigkeit standhalten.

Die gemessenen Stege waren SFI-Bars® der Firma Cendres+Métaux SA (Biel/Bienne, CH). Die SFI-Bars® wurden sowohl auf Thommen- als auch auf BPI-Implantaten montiert und den Ermüdungstests unterworfen. Die Stege wurden mit Implantatabständen von 8 mm und 26 mm montiert und gemessen. Dies entspricht der minimalen bzw. maximalen Einbaulänge dieses Systems.

Auf Thommen-Implantaten versagte bis zu einer Belastung von 360 N über $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen keiner der Prüfkörper, auf BPI-Implantaten versagte bis zu einer Belastung von 270 N über die gleiche Anzahl an Zyklen kein Prüfkörper. Die Auslenkung der Stege über die Belastungszyklen erfolgte im Wesentlichen während der ersten Zyklen. Um Daten zu Belastungen über eine höhere Anzahl an Lastzyklen zu erhalten, wurde für Stege auf BPI-Implantaten die Anzahl der Belastungszyklen bei der klinisch relevanten Lasthöhe von 180 N auf $2 \cdot 10^6$ verdoppelt. Auch hier hielten alle Prüfkörper der Belastung stand und eine deutlich stärkere Auslenkung der Stege über die höhere Zykluszahl war nicht erkennbar. SFI-Bars® erfüllen also im Bereich der klinisch relevanten Belastung bis 200 N die Anforderungen der EN ISO 14801.

Weiterhin wurden die Losdrehmomente nach erfolgter Ermüdungsprüfung sowie die Auswirkungen eines erhöhten Anzugsdrehmoments bei der Montage des SFI-Bars® auf Dauerlastverhalten und Loslösedrehmoment bei kritischer Last untersucht. Auch hier fiel keiner der Prüfkörper durch. Alle Schraubverbindungen zeigten im klinisch relevanten Lastbereich nach Ermüdungsprüfung noch mindestens 60 % des Anzugsdrehmomentes als Losdrehmoment. Ein gegenüber den Herstellerangaben deutlich erhöhtes Drehmoment führte nicht zu einer verschlechterten Haltbarkeit der Schraubverbindungen.

Ob bei erhöhtem Drehmoment eine Kaltverschweissung der Bauteile erfolgte, konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht mit Sicherheit geklärt werden.

In den durchgeführten Ermüdungstests konnte demnach im klinisch relevanten Lastbereich kein Versagen beobachtet werden. Die gemessenen plastischen Verformungen sind in einem Bereich, der keine Einschränkungen der Funktionalität erwarten lässt. Somit kann dieses vorgefertigte Stegsystem uneingeschränkt für den klinischen Einsatz empfohlen werden.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Dargestellt ist in Teil A ein Steg (siehe Pfeil) mit Locator®-System (Zest Dental Solutions, Carlsbad, USA) und in Teil B die Art der Befestigung auf dem Implantat (modifiziert nach Zest Dental Solutions, 2023).....	12
Abb. 2: Die Abbildung zeigt in Teil A links den Sitz des Implantates auf dem Dolder®-Steggeschiebe (Cendres+Métaux, Biel, Schweiz, links) und dem Dolder®-Steggelenk (rechts). Teil B zeigt den Sitz des Implantates auf dem Steg (siehe roten Pfeil; modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023a).A.....	12
Abb. 2: Die Abbildung zeigt in Teil A links den Sitz des Implantates auf dem Dolder®-Steggeschiebe (Cendres+Métaux, Biel, Schweiz, links) und dem Dolder®-Steggelenk (rechts). Teil B zeigt den Sitz des Implantates auf dem Steg (siehe roten Pfeil; modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023a).	12
Abb. 3: Die Abbildung zeigt (A) einen Mechanismus, um Prothesen auf Kugelköpfen zu verankern (modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023 b) sowie (B) ein Beispiel für eine komplette Prothese, die mittels Kugelköpfen auf dem Steg verankert wird (modifiziert nach: Peterson Dental Laboratory).B.....	13
Abb. 3: Die Abbildung zeigt (A) einen Mechanismus, um Prothesen auf Kugelköpfen zu verankern (modifiziert nach: Wegold Edelmetalle GmbH, 2023 b) sowie (B) ein Beispiel für eine komplette Prothese, die mittels Kugelköpfen auf dem Steg verankert wird (modifiziert nach: Peterson Dental Laboratory).	13
Abb. 4: Vario-Soft-Profilsteg mit Snap-Gelenk-Matrize (siehe Pfeil) in der Prothese (modifiziert nach: bredent GmbH & Co KG, 2023).	14
Abb. 5: Die Abbildung zeigt (A) Primärteleskope im Unterkiefer und (B) die Sekundärteleskope in der Prothese (modifiziert nach: Hakkoum und Wazir, 2018).....	15
Abb. 8: Verwendetes Materialprüfgerät	21
Abb. 9: Probenhalter mit positionierten Implantaten vor dem Einpolymerisieren.....	22
Abb. 10: Probenhalter mit spezieller Lehre zur exakten Positionierung der Implantate zum Einpolymerisieren im Probenhalter.	22
Abb. 11: Einpolymerisierte Implantate im Probenhalter. Im linken Teil der Abbildung ist die Anordnung für einen Implantatabstand von 28 mm gezeigt, rechts für einen Implantatabstand von 8 mm.	23

Abb. 12: Probenhalter mit montiertem SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten.	24
Abb. 13: SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) im Prüfaufbau.....	24
Abb. 14: Kraft-Auslenkungs-Diagramm beim statischen Belastungstest von SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) der Länge 26 mm.	28
Abb. 17: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.	29
Abb. 18: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.	29
Abb. 19: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.	29
Abb. 20: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.	29
Abb. 21: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.	29
Abb. 22: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.	29
Abb. 23: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.	29
Abb. 24: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf Thommen-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.	29
Abb. 31: 8 mm SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) nach Ablauf von $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 270 N.	29

Abb. 33: Durchläuferrate von 26 mm SFI-Bars® auf BPI-Implantaten nach dynamischen Belastungstests mit $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen und verschiedenen Kraftbeaufschlagungen.	29
Abb. 35: Beispiel für einen partiellen Bruch eines Implantates an einem 8 mm langen SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten nach zyklischer Belastung mit 360 N.....	29
Abb. 34: Durchläuferrate von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten nach dynamischen Belastungstests mit $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen und verschiedenen Kraftbeaufschlagungen.	29
Abb. 36: Beispiel für das Versagen eines 26 mm Steges auf BPI-Implantaten nach Belastungszyklen mit einer Kraft von 360 N.....	29
Abb. 37: Beispiel für gebrochene Implantate an einem SFI-Bar® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf BPI-Implantaten mit der Länge 8 mm.	29
Abb. 38: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 90 N.	29
Abb. 39: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.	29
Abb. 40: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N.	29
Abb. 41: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N.	29
Abb. 42: Auslenkung der 26 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 450 N.	29
Abb. 43: Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N.	29

- Abb. 44:** Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 270 N. 29
- Abb. 45:** Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 315 N. 29
- Abb. 46:** Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 360 N. 29
- Abb. 47:** Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 450 N. 29
- Abb. 48:** Auslenkung der 8 mm langen Prüfkörper im ersten Belastungszyklus (A) sowie Auslenkung über die Anzahl der Belastungszyklen (B) auf BPI-Implantaten bei einer Belastungshöhe von 180 N über $2 \cdot 10^6$ Belastungszyklen..... 29
- Abb. 49:** Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 90 N (A) und 180 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links..... 29
- Abb. 50:** Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 8 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 270 N (A) und 360 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links..... 29
- Abb. 51:** Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 90 N (A) und 180 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links..... 29
- Abb. 52:** Losdrehmomente der Schraubverbindungen von 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) auf Thommen-Implantaten nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit den Belastungshöhen 270 N (A) und 360 N (B). FIXL/R: Fixierungsschraube links bzw. rechts und IADL/R: Implantatadapter rechts bzw. links..... 29

Abb. 53: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) im ersten Belastungszyklus mit 360 N und erhöhtem Anzugsdrehmoment.	29
Abb. 54: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) über alle Lastzyklen bei 360 N und erhöhtem Anzugsdrehmoment.	29
Abb. 55: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) mit erhöhtem Anzugsdrehmoment und CrCN beschichteten Schraubverbindungen im ersten Belastungszyklus.	29
Abb. 56: Auslenkung der 26 mm SFI-Bars® (Cendres + Métaux, Biel, Schweiz) über alle Lastzyklen bei erhöhtem Anzugsdrehmoment und CrCN beschichteten Schraubverbindungen.	29
Abb. 57: Losdrehmomente nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N bei unbeschichteten Schrauben und einem erhöhten Anzugsdrehmoment.	29
Abb. 58: Losdrehmoment nach $1 \cdot 10^6$ Belastungszyklen mit 360 N bei CrCN-beschichteten Schrauben und einem erhöhten Anzugsdrehmoment.	29

7. Literaturverzeichnis

Abduo J, Lyons K, Bennani V, Wadell N, Swain M. Fit of Screw-Retained Fixed Implant Frameworks Fabricated by Different Methods: A Systematic Review. *Int J Prosthodont* 2011; 24: 207-20

Alnasser A, Wadhwani C, Schoenbaum T; Mathew T. Evaluation of implant abutment screw tightening protocols on reverse tightening values: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2021; 125: 486-490

Amel-Farзад H, Peivandi M, Yusof-Sani S. In-body corrosion fatigue failure of a stainless steel orthopaedic implant with a rare collection of different damage mechanisms. *Eng Failure Anal* 2007; 14: 1205-1217

Avukat E, Akay C, Mumcu E. Evaluation of bite force, quality of life, and patients' satisfaction in elderly edentulous patients using implant overdentures. *J Adv Prosthodont* 2023; 15: 214-216

Awad M, Lund J, Dufresne E, Feine J. Comparing the efficacy of mandibular implantretained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 117-122

Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod* 2006; 12: 120-126

Bassi-Junior L, Oliveira de Souza Silva R, Dias Dos Santos VH, da Rocha Lourenço A, Trevizoli PV, Gaêta-Araujo H, Queiroz PM, Gottardo VD. Mechanical analysis of prosthetic bars and dental implants in 3 and 4 implant-supported overdenture protocols using finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res* 2021; 11: 438-441

Bilhan H, Erdogan O, Ergin S, Celik M, Ates G, Geckili O. Complication rates and patient satisfaction with removable dentures. *J Adv Prosthodont* 2012; 4: 109-15

Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2001; 32: 441-447

Bochdam KU, Benner KU, Holland-Letz T, Hölzle F, Willer J.. Klinische Nachuntersuchung von implantatgestützten Vollprothesen im zahnlosen und restbezahnten Kiefer – ein

Vergleich zwischen Teleskopprothesen und den etablierten Stegprothesen. Stomatologie 2008; 105: 141-149

Brånemark P. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50: 399-410

bredent GmbH & Co KG, 2023: https://bredent-group.com/wp-content/uploads/2019/12/Konstruktionselemente_0005700D_20181211.pdf (Zugriffsdatum: 05.07.2023)

Choe H, Lee J, Chung C. Analyses of fractured implant fixture after prolonged implantation. Met Mater Int 2004; 10: 327-335

Darwich A, Alammam A, Heshmeh O, Szabolcs S, Nazha H.. Fatigue Loading Effect in Custom-Made All-on-4 Implants System: A 3D Finite Elements Analysis. IRBM 2022; 5: 373-379

Dolder E. Steg-Prothetik. Die Steg-Gelenk-Prothese und die Steg-Geschiebe-Prothese; ein Lehrbuch für die Praxis. Heidelberg: Hüthig Verlag, 1966

Douglass C, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? J Prosthet Dent 2002; 87: 5-8

Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont 2012; 21: 413-424

Edmonds H, Glowacka H. The ontogeny of maximum bite force in humans. J Anat 2020; 237: 529-542

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res 2000; 79: 1519-24

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent 1981; 46: 443-449

Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Den 2003; 2: 123-132

Hakkoum M, Wazir G. Telescopic Denture. *Open Dent J* 2018; 12: 246-254

Ha SR, Kim SH, Song SI, Hong ST, Kim GY. Implant-supported overdenture with prefabricated bar attachment system in mandibular edentulous patient. *J Adv Prosthodont* 2012; 4: 254-258

Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *J Prosthodont Res* 2017; 61:123-132

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

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: 119-30

van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 720-726

Katzenbach A, Dörsam I, Stark H, Bourauel C, Keilig L. Fatigue behaviour of dental crowns made from a novel high-performance polymer PEKK. *Clin Oral Investig* 2021; 25: 4895-4905

Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 133-140

Kim WH, Song ES, Ju KW, Lim D, Han DW, Jung TG, Jeong YH, Lee JH, Kim B. Mechanical Assessment of Fatigue Characteristics between Single- and Multi-Directional Cyclic Loading Modes on a Dental Implant System. *Materials (Basel)* 2020; 13: 1545

Ledermann PD. Sechsjährige klinische Erfahrungen mit dem titan-plasmabeschichteten ITI-Schraubenimplantat in der Regio interforaminalis des Unterkiefers. *Schweiz Mschr Zahnmed* 1983; 93: 1070-1079

Lin WS, Chou JC, Metz MJ, Harris BT, Morton D. Use of intraoral digital scanning for a CAD/CAM-fabricated milled bar and superstructure framework for an implant-supported, removable complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 509-515

MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 28-37

Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 66-73

Miler AMQP, Correia ARM, Rocha JMC, Campos JCR, da Silva MHGF. Locator® attachment system for implant overdentures: a systematic review. *Stomatologija* 2017; 19: 124-129

Misch C. *Dental Implant Prosthetics*, Second Edition. Amsterdam: Elsevier, 2015

Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2000; 27:1073-1076

Mochalski J, Fröhls C, Keilig L, Bourauel C, Dörsam I. Experimental and numerical investigations of fracture and fatigue behaviour of implant-supported bars with distal extension made of three different materials. *Biomed Tech (Berl)* 2020; 66: 305-316

Morgan M, James D, Pilliar R. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 409-414

Nejatidanesh F, Savabi O, Savabi G, Razavi M. How the initial retentive force of implant-supported overdentures can be affected with splinted and unsplinted attachments systems. *Dent Res J (Isfahan)* 2021; 10: 101

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 485-491

Norton M. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 159-166

Ortensi L, Martinolli M, Borromeo C, Ceruso FM, Gargari M, Xhanari E, Tallarico M. Effectiveness of Ball Attachment Systems in Implant Retained- and Supported-Overdentures: A Three- to Five-Year Retrospective Examination. *Dent J (Basel)* 2019; 7: 84

Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent* 2017; 9: e1355–e1361.

Peterson Dental Laboratory, 2023: <https://petersondentallab.com/products/rhein83-ball-bar-overdenture/> (Zugriffsdatum: 04.07.2023)

Schrenker H. *Kompromisse und Grenzen in der Prothetik*. Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co., 2003

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 Suppl 1: 156-8

Singh Raman R, Jafari S, Harandi S. Corrosion fatigue fracture of magnesium alloys in bioimplant applications: a review. *Eng Fract Mech* 2015; 137: 97-108

Sutariya PV, Shah HM, Patel SD, Upadhyay HH, Pathan MR, Shah RP. Mandibular implant-supported overdenture: A systematic review and meta-analysis for optimum selection of attachment system. *J Indian Prosthodont Soc* 2021; 21: 319-327

Takeshita S, Kanazawa M, Minakuchi S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems. *Dent Mater J* 2011; 30: 928-934

Triantafyllidis G, Kazantsis A, Karageorgiou K.. Premature fracture of a stainless steel 316L orthopaedic plate implant by alternative episodes of fatigue and cleavage decoherence. *Engineering Failure Analysis* 2007; 14: 1346-1350

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 209-218

Wegner N, Klein M, Scholz R, Kotzem D, Macias Barrientos M, Walther F. Mechanical in vitro fatigue testing of implant materials and components using advanced characterization techniques. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2022; 110: 898-909

Wegold Edelmetalle GmbH, 2023 a: <https://www.wegold.de/produkte/konstruktions-elemente/stege/758-dolder-system> (Zugriffsdatum: am 03.07.2023)

Wegold Edelmetalle GmbH, 2023 b: <https://www.wegold.de/produkte/konstruktions-elemente/verankerungen/300-dalbo-plus-kugelpopfanker> (Zugriffsdatum: 03.07.2023)

Winkler S, Ring K, Ring J, Boberick K.. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. J Oral Implantol 2003; 29: 242-245

Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. Biomaterials 2002; 23: 2459-2465

Zest Dental Solutions, 2023: <https://www.zestdent.com/locator-implant-attachment-system> (Zugriffsdatum: 01.07.2023)

8. Danksagung

Einen ganz besonderen Dank möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. rer. nat C. Bourauel aussprechen: für seine langjährige Geduld, für die gute Betreuung und auch für die schnellen und zielführenden Rückmeldungen. Das Gelingen dieser Arbeit ist auf seine Motivation und stets freundliche Kommunikation zurückzuführen.

Auch bei Herrn Dr. rer. nat. L. Keilig möchte ich mich bedanken für das Bereitstellen von Dokumenten und für die Unterstützung beim praktischen Teil der Arbeit.

Ebenso möchte ich mich bei meinen Eltern Aysel Cakan und Vecdet Topal bedanken, deren größter Wunsch es auch war diese Arbeit abgeschlossen zu sehen. Ich werde euch nie vergessen!

Meinem Ehemann Bekir Yesildag für seine motivierenden Worte und liebevolle Betreuung unserer Kinder während dieser Zeit.

Meinen Kindern Nisa Aysel und Aras Vecdet für die Geduld.

Allen meinen Freunden die sowohl während des Studiums und auch danach an mich geglaubt und mich immer unterstützt haben.

„Alle unsere Träume können wahr werden, wenn wir den Mut haben, sie zu verwirklichen.“