

Aus der
Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Universität München
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

**Gestaltung und Untersuchung funktioneller Kappen in Kombination mit polymerba-
sierten Ketten zur Einstellung von Friktionskräften innovativer Bracketsysteme**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Moritz Florian Bakowsky

aus
Gröbenzell

Jahr
2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Bogna Stawarczyk

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 18.10.2023

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Moritz Bakowsky, erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Gestaltung funktioneller Kappen in Kombination mit polymerbasierten Ketten zur Einstellung von Friktionskräften innovativer Bracketsysteme

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München den, 23.10.2023

Moritz Bakowsky

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
1 EINLEITUNG	- 1 -
2 STAND DES ARBEITSFELDES.....	- 2 -
2.1 Ligaturen in der Multibandtherapie.....	- 2 -
2.2 Elastische Ketten (Elastics).....	- 3 -
2.3 Das red Bracket-System.....	- 3 -
2.4 Kunststoffe in der Zahnmedizin	- 4 -
2.4.1 Einteilung der Stoffklassen	- 5 -
2.4.2 Zahnmedizinisch relevante Kunststoffe	- 6 -
2.4.3 Kunststoffverarbeitung.....	- 8 -
2.4.4 Entwicklung von Kunststoffprototypen mit CAD/CAM & FEM	- 10 -
2.5 Physikalisch relevante Größen.....	- 13 -
2.5.1 Friktion	- 13 -
2.5.2 Dehnung.....	- 14 -
2.5.3 Scherung.....	- 17 -
3 ZIELSETZUNG UND ARBEITSHYPOTHESE/ PROBLEMSTELLUNG	- 17 -
4 VORARBEITEN UND ENTWICKLUNG	- 18 -
4.1 Weiterentwicklung der bestehenden Kappe.....	- 19 -
4.1.1 Formoptimierung der bestehenden Prototypen.....	- 19 -
4.1.2 Verifizierung geeigneter Kunststoffe.....	- 21 -
4.1.3 FE- Simulation der Kappenapplikation	- 22 -
4.1.4 Entwicklung eines Applikators	- 24 -
4.2 Entwicklung eines Prototyps einer polymerbasierten Kette	- 25 -
5 MATERIAL UND METHODIK.....	- 26 -
5.1 Herstellung der Kappen im CAD/CAM-Verfahren und verwendete Kunststoffe.....	- 26 -
5.2 Additive Fertigung der Kappen	- 27 -
5.3 Friktionsuntersuchungen.....	- 27 -
5.3.1 Versuchsaufbau	- 27 -
5.3.2 Durchführung der Friktionsuntersuchungen	- 28 -
5.4 Anfertigung des Applikators	- 29 -
5.5 Herstellung der funktionellen Kette.....	- 30 -

5.6	Statistische Fragestellung	- 30 -
6	ERGEBNISSE DER FRIKTIONSMESSUNGEN	- 31 -
6.1	Ermüdung der Kappen bei mehrmaligem Aufstecken	- 31 -
6.2	Friktionsmessungen.....	- 32 -
6.3	Statistische Beurteilung der Friktionsmessungen.....	- 43 -
6.3.1	Einfluss von Form, Material und Herstellung auf die erzeugte Friktion	- 43 -
6.3.2	Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“	- 45 -
6.4	Vergleich Brackets (Revision 15) / Bracket (Revision 20).....	- 47 -
7	ERGEBNISSE DER FEM- SIMULATION.....	- 49 -
8	ERGEBNISSE DES APPLIKATORS UND DER FUNKTIONELLEN KETTE.....	- 51 -
9	DISKUSSION	- 53 -
9.1	Beurteilung der Kappe	- 53 -
9.1.1	Beurteilung des Ermüdungsverhaltens der Kappen.....	- 53 -
9.1.2	Diskussion der Friktionsmessungen	- 54 -
9.1.3	Einfluss der neu verwendeten Kunststoffe.....	- 56 -
9.1.4	FEM-Simulation.....	- 57 -
9.2	Benutzerfreundlichkeit des Applikators.....	- 58 -
9.3	Beurteilung der Kette	- 58 -
9.4	Aussichten	- 58 -
10	ZUSAMMENFASSUNG	- 59 -
11	LITERATURVERZEICHNIS.....	- 62 -
12	ANHANG.....	- 65 -
13	DANKSAGUNG	- 71 -
14	CURRICULUM VITAE.....	- 72 -

Abkürzungsverzeichnis

B

BDK = Berufsverband der deutschen Kieferorthopäden

C

CAD = computer aided design

CAM = computer aided manufacturing

CNC = computerized numerical control

Co. KG = Compagnie Kommanditgesellschaft

D

DGKFO = Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie

DIN = Deutsches Institut für Normierung

F

F_H = Haftreibungskraft

F_R = Normalkraft/ Reibungskraft

FEM = Finite-Elemente-Methode

G

GmbH = Gesellschaft mit beschränkter Haftung

I

IQA = Interquartilabstand

IT = Informationstechnik

K

KH = Kunstharz

M

MMA = Methylmethacrylat

MW = Mittelwert

N

NASA = National Aeronautics and Space Administration

NiTi = Nickel-Titan

P

PAEK = Polyacryletherketon

PC = Polycarbonat

PMMA = Polymethylmethacrylat

R

Rev. = Revision

RKI = Robert Koch Institut

S

SD = Standardabweichung

Sig = Signifikanz

STL = stereo lithography; standard triangulation/tessellation language

T

TPU = Thermoplastisches Polyurethan

TRL = Technology Readiness Level

V

VDI = Verein Deutscher Ingenieure

W

WZ = Widerstandszentrum

Andere

σ_v = Vergleichsspannung

σ_{SAS} = Anfangswert der Spannung für die Phasenumwandlung
(Belastung)

σ_{FAS} = Endwert der Spannung für die Phasenumwandlung (Belastung)

σ_{SSA} = Anfangswert der Spannung für die umgekehrte Phasenumwandlung
(Entlastung)

σ_{FSA} = Endwert der Spannung für die umgekehrte Phasenumwandlung
(Entlastung)

1 Einleitung

Bei kieferorthopädischen Behandlungen werden Zähne bewegt, um dentoalveoläre Anomalien zu therapieren. Eine erfolgreiche Therapie definiert sich durch ein harmonisch eingestelltes Gleichgewicht zwischen Funktion und Ästhetik der Zähne. Dafür sind eine ausführliche Planung und Diagnostik durch den behandelnden Kieferorthopäden notwendige Voraussetzung.

Als ein wesentliches Hilfsmittel zum Bewegen von Zähnen ist die Multibandapparatur zu nennen. Seitdem sie 1868 von Magill in die orthodontische Therapie integriert wurde, beschreibt die Multibandapparatur ein festsitzendes kieferorthopädisches Gerät zur Korrektur von Zahnfehlstellungen (Magill 1868). Die Apparatur ist aus mehreren Komponenten (Brackets, Bogen, Ligaturen) aufgebaut, wobei der orthodontische Bogen das auf die Zähne Kraft ausübende Element darstellt. Dieser kann aus verschiedenen Materialien bestehen und im Behandlungsverlauf unterschiedliche Querschnitte aufweisen. Er wird durch am Zahn fixierte Brackets geführt, die sich, je nach Behandlungskonzept, auf den Außen- oder Innenflächen der Zahnkrone befinden. Die Brackets nehmen den Bogen dabei im sogenannten Slot auf. Ligaturen stellen die Fixierung des Drahtes im Slot sicher.

Eine Alternative zur festsitzenden Multibandapparatur stellen herausnehmbare kieferorthopädische Schienen, sogenannte Aligner-Schienen, dar, die 1998 erstmalig von der US-amerikanischen Arzneimittelbehörde zur Verwendung in der Kieferorthopädie zugelassen wurden. Die transparenten Schienen können in den Alltag integriert werden und sind im äußeren Erscheinungsbild deutlich unauffälliger als die Multibandapparatur. Jedoch sind sie nur für bestimmte Zahnbewegungen geeignet (Rossini et al. 2015; Weir 2017).

Um bei komplexeren Fällen, die nicht mit Aligner-Schienen therapiert werden können, die notwendige Multibandapparatur möglichst diskret - also von außen nicht sichtbar - zu gestalten, müsste sie an der Innenseite der Zähne angebracht werden (Lingualtechnik). Diese Methode bringt jedoch neben der Beeinträchtigung der Phonetik vor allem eine schlechter kontrollierbare Kraftübertragung auf die Zähne mit sich.

Der bei vielen Patienten unbeliebtere Einsatz der Bukkaltechnik an den Außenflächen der Zahnkronen kann jedoch durch verschiedene Ansätze optisch verträglicher gestaltet werden. Dazu wurden bereits in vorangegangenen Arbeiten kleine Kunststoffkappen entwickelt, die auf die Brackets einer neuartigen Form der Multibandapparatur aufgebracht werden können. Das zugrundeliegende Bracketsystem verfolgt das Ziel, Funktion, Zeitoptimierung und unauffälliges Erscheinungsbild mit innovativen Materialien zu kombinieren. Die auf das Bracket applizierten

Kappen drücken die Bracketflügel zusammen und stellen so als Ligatur den Halt des Drahtes im Bracket sicher. Außerdem dienen die Kappen als optische Abdeckung des Brackets. Bisher verfügbare Prototypen dieser Kappen bestehen aus Kunstharz und wurden in einem 3D-Drucker hergestellt. Andere Materialien zur Produktion der Kappen wurden bislang nicht untersucht, da sich solche entweder aufgrund mangelnder Biokompatibilität nicht für den medizinischen Einsatz eignen oder die Produktion größerer Stückzahlen wegen aufwändiger Herstellungsverfahren zu kostspielig waren.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden Alternativen für das Produktionsmaterial und dessen Herstellungsverfahren untersucht. Neben der produktionstechnischen Eignung und Biokompatibilität sollten auch die mechanischen Eigenschaften der Kappen erhalten oder verbessert und die Friktionswirkung beleuchtet werden.

2 Stand des Arbeitsfeldes

2.1 Ligaturen in der Multibandtherapie

Um den Bogen innerhalb des Bracket-Slots zu fixieren werden Ligaturen verschiedener Art eingesetzt. Die einfachste Art der Ligatur ist ein vorgebogener Stahldraht, der um die Flügel des Brackets und um den Bracket-Rumpf geschlungen und festgezogen wird. Dabei klemmt der Ligaturdraht den orthodontischen Bogen in den Slot des Brackets.

Eine weitere Art der Ligatur stellen kleine Gummiringe, sogenannte Alastic-Ligaturen, dar. Sie funktionieren ähnlich wie Drahtligaturen und erzeugen vergleichbare Friktionskräfte wie die feste Stahlligatur (Wichelhaus et al. 2017).

Daneben gibt es auch selbstligierende Brackets, die die Ligatur als Mechanismus bereits im Bracketkörper integriert haben. Man unterscheidet dabei zwischen aktiven und passiven Systemen. Beim aktiven Mechanismus wird der Bogen durch einen Clip im Bracketslot gehalten, der nach dem Schließen eine Druckkraft auf den Bogen erzeugt. Beim passiven Mechanismus ist der Bogen frei gängig und der Clip schließt den Slot lediglich ab, so dass der Bogen nicht unbeabsichtigt aus dem Slot rutschen kann. Das freie Gleiten des Bogens im Bracket ermöglicht einen größeren Spielraum bei der Zahnbewegung. Dieser ist vor allem in der Nivellierungsphase wichtig, bei der die Bracketslots auf ein Niveau gebracht werden, wobei sie entlang des Bogens gleiten müssen. Sowohl bei den aktiven als auch bei den passiven Systemen entstehen zwischen dem Bogen und dem Bracket Reibungskräfte, deren Höhe abhängig von der Art der Ligatur bzw. dem eingesetzten Material ist (Brauchli et al. 2011; Ludwig et al. 2009).

Sobald der Bogen in den Bracketslot gepresst wird, wirkt sich die Art der Ligatur nur noch marginal auf die entstehende Friktion aus (Brauchli et al. 2011). Kontakte („binding“) und Verkantungen („notching“) zwischen dem Bogen und dem Bracketslot führen dann zu einem erhöhten Widerstand und beeinflussen maßgeblich das Gleitverhalten des Bogens im Bracketslot (Kusy und Whitley 1999).

2.2 Elastische Ketten (Elastics)

Elastomere finden seit den 1960er Jahren vielfach Anwendung in der Kieferorthopädie. Neben elastischen Ligaturen und Bändern sind vor allem polymerbasierte Ketten, die als Bewegungselement in der Multibandapparatur verwendet werden (z.B. Klasse II und Klasse III elastics), zu nennen. Bei der intramaxillären Anwendung werden Zähne über die Brackets entweder im Ober- oder Unterkiefer miteinander verbunden und damit bewegt. Bei der Verankerung der Kette kann sowohl ein Zahn als auch eine Zahngruppe herangezogen werden. Wird die Kette intermaxillär, also in Ober- und Unterkiefer eingehängt, sind leichte dentale Korrekturen möglich. Neben Klasse II und Klasse III elastics sind die up-and-down und Criss Cross Gummizüge die bekanntesten Vertreter der intermaxillären Gummizüge (Suma et al. 2016).

2.3 Das red Bracket-System

Das Unternehmen redsystem GmbH ist ein in München gegründetes Startup-Unternehmen, das sich auf die Entwicklung und Umsetzung eines neuartigen Zahnspangensystems, des red Bracket-Systems, spezialisiert hat. Die Innovation besteht darin, dass die Materialien und das Design der Multibandapparatur zu einem ästhetisch anspruchsvollen und schnellen Behandlungsverlauf führen sollen.

Bei herkömmlichen Multibandapparaturen braucht der Bogen einen gewissen Spielraum im Bracket, um in den Slot eingesetzt werden zu können und bei Zahnbewegungen nicht zu verkanten. Durch das erforderliche Spiel wird die Kraftübertragung jedoch ungenau.

Beim red Bracket-System bestehen sowohl die Brackets als auch die Bögen aus dem superelastischen Material NiTi. Durch seine superelastischen Eigenschaften (Kapitel 2.5.2.1) können sich die Bracket-Flügel beim Kauvorgang in gewissen Grenzen mitbewegen. Somit wird die Reibung und die Gefahr von Verkantungen, dem sogenannten „Binding & Notching“, des Bogens verringert. Beim red Bracket-System werden neben Rundbögen auch V-förmige Bögen verwendet. Durch das aus der Technik bekannte Prinzip der „Schwalbenschwanzführung“ hat der Bogen kaum Spiel im Slot, wodurch sich der Kraftverlust minimiert (**Abbildung 1**). Es

können unmittelbar konstante Kräfte und Momente abgegeben werden. Der Behandler kann diese Kräfte exakter vorhersehen und kontrollieren, womit sich die Behandlungszeit verkürzt.

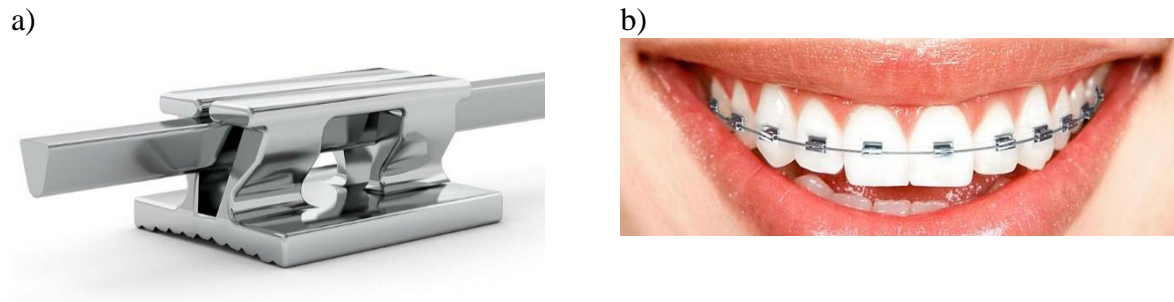


Abbildung 1: a) V-förmiger Bogen im red bracket in Nahansicht (redsystem GmbH, München, Deutschland); b) red bracket system im Mund.

Beim red Bracket-System kann zusätzlich durch kleine Kunststoffkappen, die auf die Brackets mittels Clip-Mechanismus aufgebracht werden, sowohl die Funktion als auch die Ästhetik beeinflusst werden. Durch das Aufbringen aktiver Varianten der Kappen können die Bracketflügel zudem zusammengedrückt werden, wodurch Normalkräfte auf den Draht erzeugt werden können. Dadurch ist es möglich gezielt Reibungskräfte hervorzurufen, die der Bewegung des Drahtes im Slot entgegenstehen. Einzelne Zähne oder Zahngruppen können somit gezielter bewegt werden. Für bestimmte Phasen der Behandlung ist hingegen keine Friktion erwünscht. Der Draht soll frei durch den Slot gleiten können. In diesem Fall dient eine Kappe „passiv“ als reine optische Abdeckung des Brackets (Wichelhaus et al. 2005; Wichelhaus et al. 2017).

Momentan befindet sich das System noch in der Entwicklungsphase. Die vorliegende Dissertation beschäftigt sich hauptsächlich mit der Weiterentwicklung und der Untersuchung der Kunststoffkappen, die in einer vorhergehenden Dissertation erarbeitet wurden (Gruber 2020). Die Bracketflügel konnten mit diesen bestehenden Kappen bereits zusammengedrückt und der Draht mittels der entstehenden Friktion im Slot gehalten werden. Neben der Weiterentwicklung der Kappen sollte eine zu dem System passende funktionelle Elastomer-Kunststoffkette entwickelt werden.

2.4 Kunststoffe in der Zahnmedizin

Kunststoffe haben sich in der Zahnmedizin bereits fest etabliert. Neben zahnfarbenen Füllungsmaterialien sind Schienen, Prothesen und Provisorien aus Kunststoff bei zahnärztlichen Behandlungen unerlässlich. Insbesondere das Synthetisieren von Methacrylat und der daraus folgenden Polymerisierung von PMMA (Polymethylmethacrylat) im Jahr 1936 brachte großes

Potential für die Herstellung von Zahnprothesen in der Zahnmedizin (Cutler 1946; Nemours 1936).

2.4.1 Einteilung der Stoffklassen

Kunststoffe sind auf verschiedene Art und Weise verarbeitbar. Je nach ihren mechanischen und temperaturabhängigen Eigenschaften unterscheidet man zwischen Thermoplasten (amorph; teilkristallin), Duroplasten (kristallin) und Elastomeren (amorph) (**Abbildung 2**).

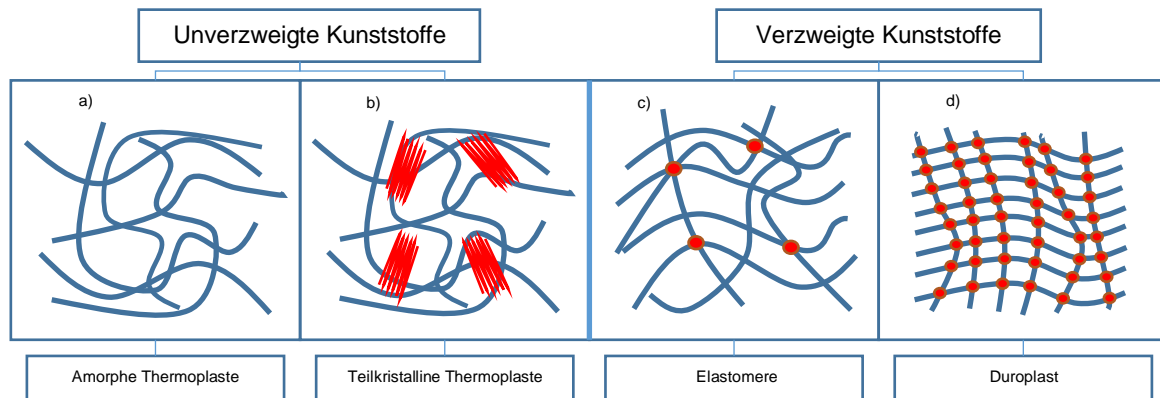


Abbildung 2: Einteilung der Kunststoffe nach ihrer Verarbeitungsweise und ihrer atomaren Struktur (a) amorphe Thermoplaste mit linearen unverzweigten Ketten; b) teilkristalline Thermoplaste mit Parallelbündelungen von Molekülabschnitten (Kristallen) (rot); c) Elastomere mit weitmaschigen Ketten, an wenigen Stellen vernetzt; d) Duroplaste mit engmaschigen Ketten, alle Moleküle sind miteinander vernetzt (modifiziert nach Weißbach et al. 2018).

Thermoplaste bestehen aus kaum bzw. nicht verzweigten, linear aufgebauten Molekülketten. Diese sind durch schwache physikalische Bindungen miteinander verknüpft. Bei amorphen Thermoplasten sind diese Molekülketten nicht miteinander verbunden. Teilkristalline Thermoplaste weisen Parallelbündelungen von Molekülabschnitten auf und sind bei geringer Schichtstärke opak sowie fester, zäher und härter als die amorphen Vertreter. Thermoplaste sind mehrfach aufschmelzbar und gut formbar und somit für das Spritzgussverfahren geeignet.

Duroplaste sind über chemische Hauptvalenzbindungen fest miteinander vernetzt, was sie fester und formstabiler macht als Thermoplaste. Sie sind auch im Spritzgussverfahren verarbeitbar, haben unter Umständen höhere Prozessanforderungen als Thermoplaste. Nach dem Auspolymerisieren sind sie nicht mehr veränderbar, jedoch sehr widerstandsfähig. Bei Erhitzen über 350 °C zerfallen Duroplaste in ihre Ausgangsstoffe.

Elastomere sind in Ihrem Aufbau den Duroplasten ähnlich, haben jedoch deutlich weniger Vernetzungsbindungen. Dadurch sind sie elastisch verformbar. Mit ansteigender Temperatur steigt auch die Elastizität der Elastomere. Genau wie Duroplaste sind sie nach der Polymerisation nicht aufschmelz- oder veränderbar.

Eine breitere Auffächerung der Stoffklassen wäre durch die hohe Anzahl an verschiedenen Kunststoffverbindungen möglich, wird allerdings im Rahmen dieser Arbeit nicht benötigt.

2.4.2 Zahnmedizinisch relevante Kunststoffe

Die Zahl der in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffe hat in den letzten Jahren zugenommen. Als Beispiele sind PAEK-Varianten oder kunststoffinfiltrierte Keramiken zu nennen (Stawarczyk 2014). Im Folgenden werden jedoch nur die in dieser Arbeit verwendeten Kunststoffe beschrieben.

PMMA

Ein bewährter Vertreter zahnmedizinischer Kunststoffe ist Polymethylmethacrylat (PMMA). Es zählt zu den amorphen Thermoplasten und setzt sich aus dem Methylester der Methacrylsäure zusammen (**Abbildung 3**). Man unterscheidet Kaltpolymerisate, Heißpolymerisate und lichthärtende PMMA-Kunststoffe, bei denen sich die Polymerisierungsreaktionen voneinander unterscheiden. In der Zahnmedizin gibt es neben den klassischen Pulver-Flüssigkeit-Systemen (Kaltpolymerisate) lichthärtende PMMA-Platten und bereits auspolymerisierte Rohlinge für das CAD/CAM-Verfahren.

Bei allen Polymerisationsvorgängen, vor allem bei Kaltpolymerisaten, wird ein gewisser Anteil an Monomer nicht polymerisiert (Kalipčičar et al. 1991; Marx et al. 1983). Dieser Restmonomergehalt ist abhängig von Art, Dauer und Temperatur der Polymerisierung. Auch die Oberflächenbeschaffenheit des Materials spielt eine Rolle. Der Restmonomergehalt ist in der Regel toxisch und hat somit einen wesentlichen Einfluss auf die Bioverträglichkeit des Kunststoffs. Kaltpolymerisate weisen einen höheren Restmonomergehalt auf als Heißpolymerisate oder auspolymerisierte Rohlinge für das CAD/CAM-Verfahren.

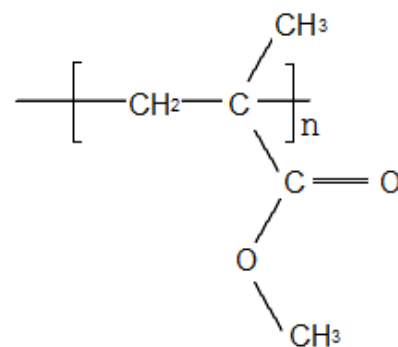


Abbildung 3: Strukturformel von PMMA.

PMMA wird wegen seiner hervorragenden Eigenschaften in der Zahnmedizin vielseitig eingesetzt.

Zu den Vorteilen gehören:

- einfache Ver- und Bearbeitbarkeit (Spritzguss, Druckverfahren, Fräsen)
- gute Bioverträglichkeit (bei präziser Einhaltung der Herstellerangaben)

- Farbbeständigkeit
- Reparierbarkeit
- Wirtschaftlichkeit
- Polierbarkeit

Vor allem in der zahnärztlichen Prothetik eignet sich das Material zur Herstellung von Zahnprothesen, Schienen oder Langzeitprovisorien. Werden Prothesen in den meisten Fällen noch im Stopf-Press- oder Gießverfahren hergestellt, ermöglicht die moderne Zahnmedizin, Schienen und Langzeitprovisorien digital im CAD/CAM-Verfahren herzustellen (Frazer et al. 2005).

Polycarbonat

Polycarbonat (PC) stellt wie PMMA einen thermoplastischen amorphen Kunststoff dar, der vermehrt Anwendung in der Zahnmedizin findet.

Polycarbonate werden für den Gebrauch in der Zahnmedizin aus Bisphenol A und Phosgen synthetisiert. Formal sind es Polyester der Kohlensäure (**Abbildung 4**).



Abbildung 4: Synthese von Polycarbonat aus Bisphenol A und Phosgen.

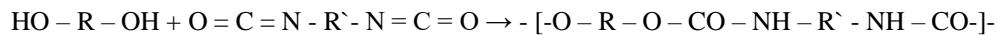
Die Umesterung stellt ein weiteres Verfahren zur Herstellung von Polycarbonaten dar. Auf diese Methode wird im Folgenden aber nicht weiter eingegangen.

In der Zahnmedizin wird das Material hauptsächlich zur Herstellung von zahnfarbenen Schienen im CAD/CAM-Verfahren verwendet. Sie können sehr viel dünner ausgearbeitet werden und haben eine höhere Bruchdehnung als PMMA-Schienen. In diesem Zusammenhang ist das Münchner Schienenkonzept zu nennen. Es dient der Planung und Vorbereitung komplexer, vollkeramischer Restaurationen (Edelhoff et al. 2016).

Polyurethan

Polyurethane sind vielseitig anwendbare Kunststoffe, die je nach Reaktionspartner als Thermoplast, Duroplast oder Elastomer verwendet werden können. Das Hauptanwendungsgebiet sind Schäume, die in Matratzen, Polsterkissen, Schwämmen u.v.m. Verwendung finden. Polyurethane werden durch Polyaddition aus Dialkoholen und Diisocyanaten hergestellt. Anstelle von Dialkoholen werden häufig auch Polyether verwendet.

Bei allen Verbindungen entsteht eine Urethan-Bindung nach folgender allgemeiner Reaktionsgleichung (Wintermantel und Ha 2009):



In der Kieferorthopädie finden vor allem thermoplastische, aber auch duroplastische Polyurethane in Form von Ketten und Ligaturen Verwendung (Keller et al. 2021; Kidd und Sterrett 1984).

Photopolymere

Photopolymere sind Polymere, die Ihre Eigenschaften durch Zufuhr von kurzwelligem Licht verändern. Sie werden seit den 1980er Jahren in der Stereolithografie verwendet. Die Stereolithografie gilt als erste 3D- Drucktechnologie und basiert auf der Aushärtung von flüssigem Kunstharz durch eine Lichtquelle (z.B. Laser). Die gewünschten / geplanten Kunststoffteile werden vor der Fertigung per CAD-Verfahren als virtuelles Modell konstruiert und anschließend mit Hilfe eines additiven Fertigungsverfahrens (3D- Drucker) hergestellt (Melchels et al. 2010).

2.4.3 Kunststoffverarbeitung

Kunststoffe können auf die unterschiedlichste Art und Weise verarbeitet werden. In Deutschland werden die Fertigungsverfahren nach der Norm DIN 8580 des Deutschen Instituts für Normung (DIN) eingeteilt (**Abbildung 5**).

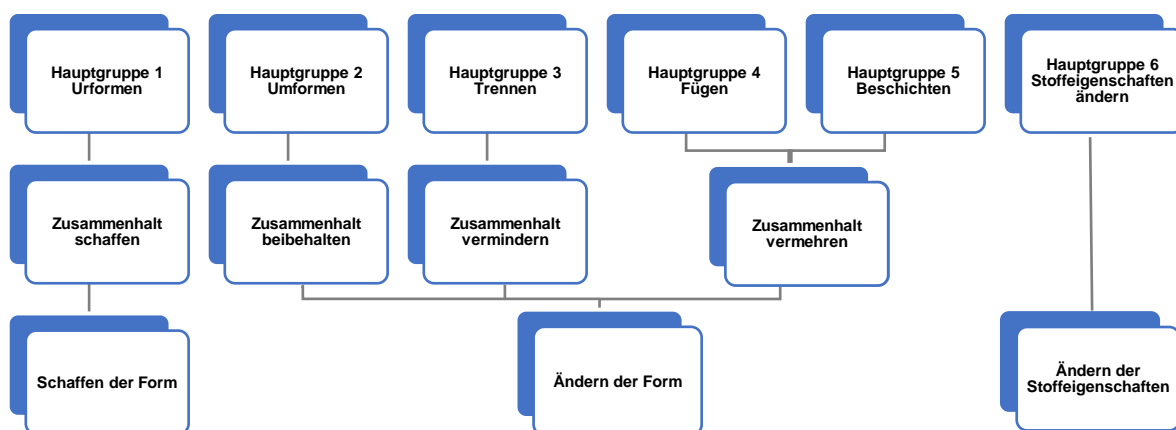


Abbildung 5: Einteilung der Fertigungsverfahren nach der Norm DIN 8580 des Deutschen Instituts für Normung (Förster und Förster 2018); Fertigungsverfahren werden zur Herstellung von geometrisch bestimmten, festen Körpern genutzt; für die Kunststoffverarbeitung relevant sind die Gruppen 1,2,3 und 4 (modifiziert nach Deutsches Institut für Normung e.V. 2022).

Für die Kunststoffverarbeitung sind vor allem die Hauptgruppen 1, 2 und 4 relevant. Jedoch erlangt das CAD/CAM-Verfahren immer mehr Bedeutung. Da es sich dabei um einen zerspanenden, also trennenden Vorgang handelt, muss die Hauptgruppe 3 ebenfalls als relevant

angesehen werden. Für die Promotionsarbeit spielt dieses Fertigungsverfahren, sowie das Spritzgussverfahren eine besondere Rolle, weshalb im Folgenden näher darauf eingegangen wird.

2.4.3.1 CAD/CAM

CAD beschreibt das rechnerunterstützte Konstruieren eines Werkstücks. Die Konstruktion wird als stl-Datei in die CAM-Software übertragen und anschließend mit Hilfe einer CNC-Maschine aus einem Rohteil herausgefräst. Das Produkt kann mit den digital gespeicherten Daten beliebig oft reproduziert werden.

Das CAD/CAM-Verfahren findet in nahezu allen Bereichen der Technik und inzwischen auch in der Zahnmedizin umfangreich Anwendung. Neben der einfachen und schnellen Methodik, Kronen und Brücken am Behandlungsstuhl herzustellen, ist es heutzutage möglich, hochkomplexe Patientenfälle digital zu planen und umzusetzen. Die modernen zahnmedizinischen CNC-Fräsen arbeiten in fünf Achsen (3 Translations- und 2 Rotationsachsen). Der kleinste verfügbare Fräskopfdurchmesser beträgt 0,3 mm (Davidowitz und Kotick 2011).

2.4.3.2 Spritzgussverfahren in der Zahnmedizin

Das Spritzgussverfahren gehört nach DIN 8580 zu der Hauptgruppe 1 der Fertigungsverfahren. Es ist ein diskontinuierliches Verfahren, bei dem ein Kunststoffgranulat in eine Extruderschnecke eingespeist und unter Wärmezufuhr fließfähig wird. Am Ende der Extruderschnecke wird die Kunststoffmasse hydraulisch in ein Formwerkzeug eingespritzt. Dabei kommt es zu einer Verdichtung und anschließenden Erhärtung des Kunststoffes (**Abbildung 6**). **Abbildung 7** zeigt beispielhaft eine in der Industrie eingesetzte Spritzgießmaschine der Firma Arburg (ARBURG GmbH + Co KG, Loßburg, Deutschland).

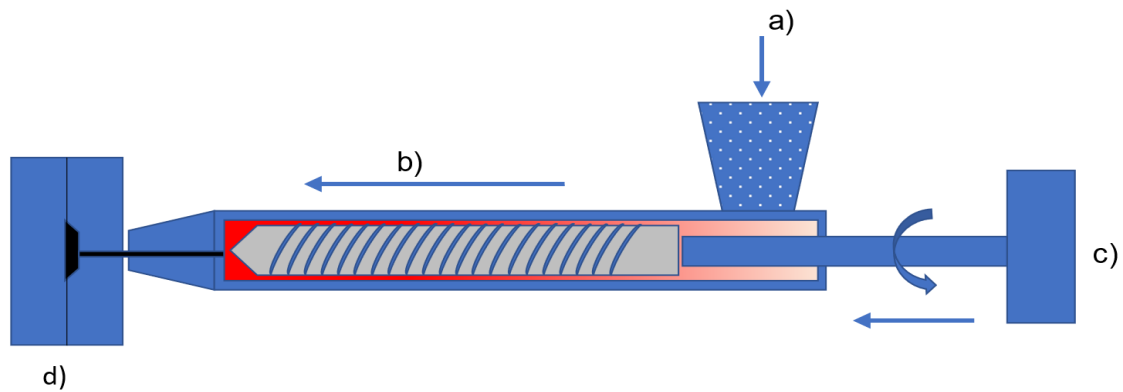


Abbildung 6: schematische Darstellung des Spritzgussvorgangs: a) Einfüllen des Kunststoffgranulats; b) Erwärmen und Zerkneten des Kunststoffgranulats in der Extruderschnecke; c) hydraulisches Einpressen des verflüssigten Kunststoffgranulats in das Werkzeug (d).



Abbildung 7: Beispiel einer Spritzgießmaschine der Firma „Arburg“ (ARBURG GmbH + Co KG, Loßburg, Deutschland).

Etwa ein Drittel aller Kunststoffteile werden mittels industriellem Spritzgussverfahren hergestellt (Rosato und Rosato 2012). Es stellt neben dem Extrusionsverfahren das wichtigste Verarbeitungsverfahren für Kunststoffe dar und wird demnach auch für die meisten zahnmedizinischen Produkte verwendet. Einmalspritzen, Griffe von Wurzelkanalfeilen oder Abformlöffel aus Kunststoff sind hier als Anwendungen exemplarisch zu nennen.

2.4.4 Entwicklung von Kunststoffprototypen mit CAD/CAM & FEM

Sowohl bei additiven- als auch bei den subtraktiven CAD/CAM-Verfahren fallen für die Herstellung eines einzelnen Prototyps nur geringe Kosten an. Im Vergleich dazu sind beim Spritzgussverfahren für die Herstellung eines Prototyps kostenintensive Musterwerkzeuge nötig. Um die wirtschaftlichen Vorteile des CAD/CAM-Verfahrens bei der Prototypherstellung nutzen zu können, muss die Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Materialien analysiert werden.

Explizit gilt es die Frage zu klären, ob gefräste und spritzgegossene Kunststoffteile der gleichen Stoffklasse (z.B. PMMA oder PC) miteinander verglichen werden können.

Im Spritzgussverfahren gefertigte Kunststoffrohlinge für das CAD/CAM-Verfahren und spritzgegossene Kunststoffe sind hochpolymerisiert. Beide Kunststoffe gewährleisten ein besonders homogenes Gefüge, wodurch sich die Endprodukte gut miteinander vergleichen lassen. Beim Spritzgussverfahren polymerisiert der Kunststoff in der Form und bildet ein einheitliches Gefüge. Im Gegensatz dazu führt bei der CAD/CAM-Fertigung der spanabtragende Fräsvorgang an den Grenzflächen zwischen Fräskopf und Material zu einer erhöhten Oberflächenrauigkeit. Dies kann einen Einfluss auf die Transluzenz des Materials haben. Je größer die Oberflächenrauigkeit, desto weniger transluzent wirkt der Kunststoff (Liebermann 2018).

Neben der Herstellung von Musterteilen im CAD/CAM-Verfahren können auch andere digitale Hilfen für die Produktentwicklung genutzt werden. Computergestützte Simulationen von Spritzgussverfahren geben eine Einschätzung über Fließverhalten, Anzahl der Einspritzkanäle oder das Materialverhalten. Außerdem können Voraussagen über die mechanischen Eigenschaften des Bauteils getroffen werden. Dazu zählen z.B. Bruchverhalten, Elastizität und die auftretenden Kräfte. Dadurch lassen sich Projekte besser planen, was wirtschaftliche Vorteile mit sich bringt. Mittel der Wahl sind dabei numerische Verfahren, wie z.B. die Finite Elemente Methode (FEM). Diese basiert auf dem Lösen eines Systems mathematischer Gleichungen, wodurch z.B. mechanisches Verhalten berechnet werden kann. Dazu werden (komplexe) Geometrien in einfache Formen, d.h. Elemente, unterteilt. Anschließend wird eine Belastung virtuell auf das Modell aufgebracht. Abhängig von den gewählten Materialeigenschaften kann mittels FEM nun für jedes Element dessen mechanische Reaktion auf die Belastung berechnet werden. Die Genauigkeit der Berechnung ist umso höher, je feiner die Elementgröße gewählt wird. Es bleibt jedoch ein Näherungsverfahren.

Um die Entwicklungsphase bei der Produktentwicklung zu strukturieren ist es sinnvoll, sich an Leitlinien zu orientieren. Eine Möglichkeit stellt die Richtlinie 2221 des Vereins Deutscher Ingenieure (VDI) dar. „Die Entwicklung technischer Produkte und Systeme – Modell der Produktentwicklung (VDI 2221)“ beschreibt bei der Produktentwicklung den Weg von der Aufgabe bis hin zum fertigen Produkt (Jänsch und Birkhofer 2006). Die einzelnen Schritte sind mit der Integration des Nutzers erweiterbar (**Abbildung 8**). Orientiert man sich an diesem Modell, befindet sich die Entwicklung der Kunststoffkappen für das red Bracket-System an dem Punkt: Gestalten der maßgebenden Module → Vorentwürfe.

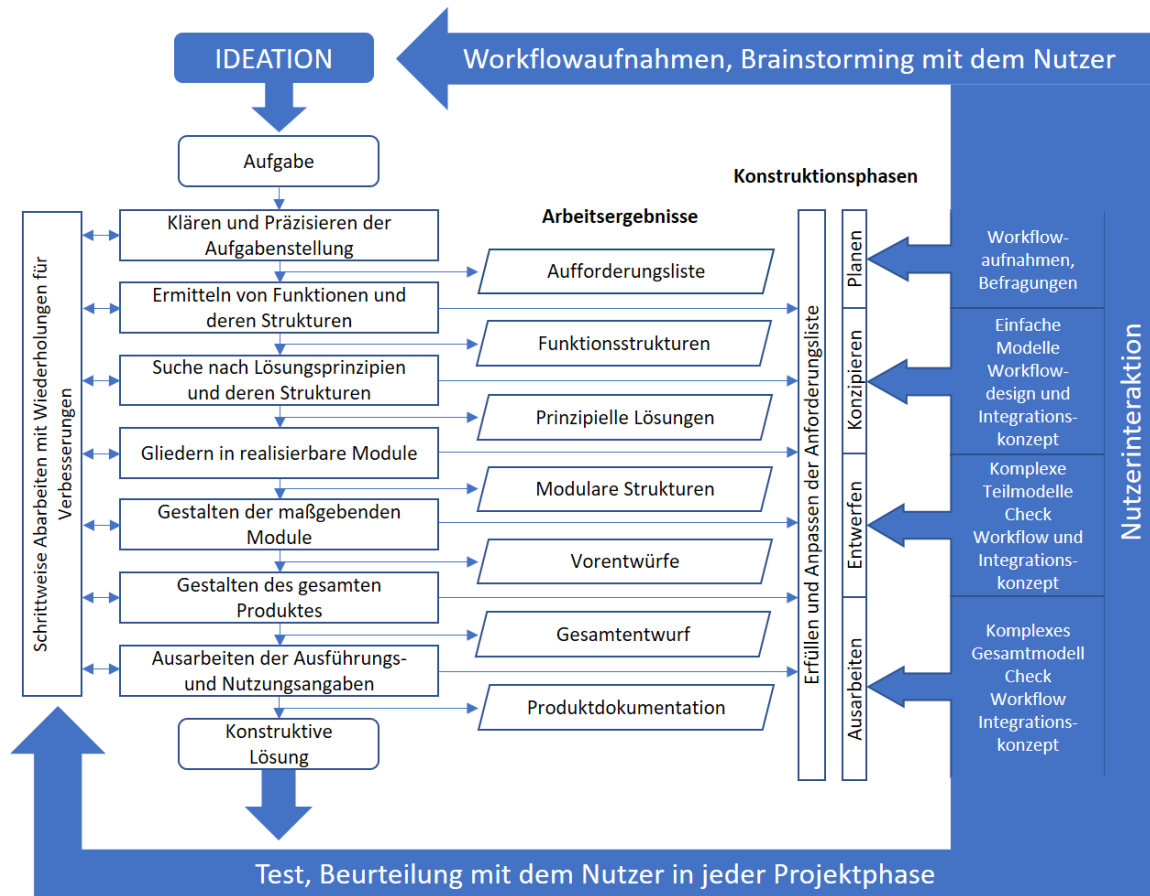


Abbildung 8: Richtlinie 2221 des Vereins Deutscher Ingenieure (VDI) beschreibt bei der Produktentwicklung den Weg von der Aufgabe bis hin zum fertigen Produkt. Der Nutzer wird in diesem Modell (modifiziert nach Boese et al. 2016) bei der Entwicklung mit einbezogen.

Tabelle 1: Technology Readiness Level (TRL); Leitfaden für die Produktentwicklung; Gemessen am TRL befindet sich die Entwicklung der Kappen im TRL 6 (Mankins 1995; adaptiert für das Horizon 2020 Work Programme (European Commission, 2015); übersetzt von M. Bakowsky)

Forschungskategorie	Technology Readiness Level	
Orientierte Grundlagenforschung	TRL 1	Grundprinzipien beachtet
Industrielle Forschung	TRL 2	Technologiekonzept formuliert
	TRL 3	Experimenteller Nachweis des Konzepts
	TRL 4	Technologie im Labor validiert
Experimentelle Entwicklung	TRL 5	Validierung der Technologie in relevanter Umgebung (industriell relevante Umgebung im Falle von Schlüsseltechnologien)
	TRL 6	Technologie in relevanter Umgebung demonstriert (bei industriell relevanter Umgebung im Falle von Schlüsseltechnologien)
	TRL 7	Demonstration des Systemprototyps in Einsatzumgebung
	TRL 8	System vollständig entwickelt und qualifiziert
Markteinführung	TRL 9	tatsächliches System, das sich in Einsatzumgebung bewährt hat (wettbewerbsfähige Produktion im Falle von Schlüsseltechnologien)

Auch das Technology Readiness Level (TRL) stellt einen Leitfaden der Produktentwicklung dar. Ursprünglich von der NASA entwickelt wurde es anschließend von Industrieunternehmen übernommen und gilt heutzutage als gängige Methode, den Entwicklungsstand der Produkte zu beschreiben (Mankins 1995). Gemessen am TRL befindet sich die Entwicklung der Kappe im TRL 6 (vgl. **Tabelle 1**).

2.5 Physikalisch relevante Größen

Beim Aufstecken der Kunststoffkappen auf das Bracket wird sowohl die Kappe als auch das Bracket verformt. Dadurch treten in beiden Materialien Spannungen auf und zwischen Draht und Bracketslot entstehen messbare Friktionskräfte (Wichelhaus et al. 2005; Wichelhaus et al. 2017; Wichelhaus et al. 2022). Da diese physikalischen Größen relevant für die Bewertung verschiedener Materialien sein können, wird im Weiteren näher darauf eingegangen.

2.5.1 Friktion

Friktion bzw. Reibung beschreibt die Kraft, die erforderlich ist, um zwei sich berührende Körper, die mit einer Normalkraft beaufschlagt sind, gegeneinander zu bewegen. Diese Kraft ist physikalisch gesehen von mehreren Faktoren abhängig (Olsson et al. 1998). Wird ein Körper unter Kontakt zu einem anderen Körper bewegt, entsteht eine Scherkraft F . Dieser Kraft wirkt so lange eine betragsgleiche Haftreibungskraft F_H entgegen, bis das Verschieben der beiden Körper gegeneinander beginnt. Man spricht von der Haftreibung.

Es gilt:

$$F_H = -F$$

Übersteigt die aufgewendete Kraft F die entgegengesetzte Haftreibungskraft F_H , kommt es zu einer Relativbewegung der beiden Körper. Die Haftreibung geht über in die Gleitreibung und es wirkt die von der Haftreibungskraft verschiedene Gleitreibungskraft F_r (Popov 2009). Folgende Faktoren nehmen dabei Einfluss:

- Die verwendeten Werkstoffe (Reibpartner)
- Die Härte der verwendeten Reibpartner
- Das Umgebungsmedium (Luft oder Fluid zwischen den Reibpartnern)
- Die wirkende Normalkraft

Um diese Faktoren bei der Berechnung der Reibungskraft F_r zu berücksichtigen, wird der Koeffizient für die Haftreibung μ_H bzw. für Gleitreibung μ_G in die Formel mit einbezogen. Diese beschreiben das Verhältnis von Reibungskraft zur Normalkraft.

$$\mu_H = F_H/F_N \text{ bzw. } \mu_G = F_G/F_N$$

In der Regel gilt:

$$\mu_H > \mu_G$$

Die Normalkraft wirkt zwischen den beiden Körpern und steht senkrecht zur Kontaktfläche. Der Reibungskoeffizient hängt von den Materialien und der Art der Reibung (Haftreibung oder Gleitreibung; geschmiert oder ungeschmiert) ab und kann häufig aus Tabellen abgelesen werden (Mendes und Rossouw 2003).

2.5.2 Dehnung

Körper werden unter Einwirkung von Kräften und Momenten verformt. Je nach Belastung kann dabei eine Dehnung, Biegung oder Torsion auftreten, wobei „steifere“ Körper grundsätzlich weniger Verformung zeigen als weniger „steife“ Körper. Wird ein Körper belastet, so lässt sich sein Verhalten über das Hookesche Gesetz ($\sigma = E \cdot \varepsilon$) beschreiben. Dabei ist σ die auftretende mechanische Spannung und ε die resultierende Dehnung. Das Elastizitätsmodul E dient als Proportionalitätskonstante und drückt das unterschiedliche Verhalten verschiedener Materialien aus. Die Spannung selbst ist im Falle von Zug- oder Druckkräften definiert durch den Quotienten aus Kraft und Fläche. ($\sigma = \frac{F}{A}$). Die Dehnung ε hingegen als Quotient der aktuellen Länge l und der Ausgangslänge l_0 ($\varepsilon = \frac{l-l_0}{l_0}$). Dehnung und Spannung sind im Falle von linear elastischen Materialien zueinander proportional. Bei Anwendung der zuvor genannten Zusammenhänge kann man schlussfolgern:

$$\frac{l-l_0}{l_0} = \frac{1}{E} \cdot \frac{F}{A}$$

Die auftretenden Spannungen bei Belastung eines kieferorthopädischen Drahtes aus linear-elastischen Werkstoffen (z.B. Edelstahl) mit Zug oder Druck sind betragsmäßig gleich. Bei Biegebeanspruchung befindet sich daher die „neutrale Faser“ in der Mitte des Querschnitts. Hier trägt die Spannung null (**Abbildung 9**).

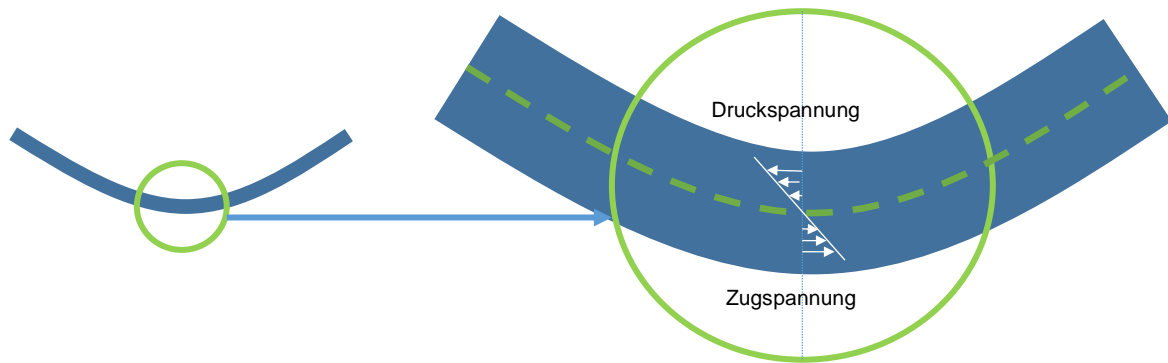


Abbildung 9: Auftretende Spannung bei Belastung eines kieferorthopädischen Bogens mit Zug oder Druck, Zug- und Druckspannung sind betragsmäßig gleich; die „neutrale Faser“ (Nulllinie der Spannung) liegt in der Mitte des Bogens (grün gestrichelte Linie).

Dehnungen können elastisch oder plastisch sein. Bei der elastischen Verformung kehrt der Werkstoff nach der Belastung wieder vollständig in seine Ausgangsform zurück, da das atomare Gitter reversibel gedehnt und der Gitterabstand innerhalb der Elementarzellen geringfügig verändert wird (Elastizität). Wird die Elastizitätsgrenze (= Streckgrenze) überschritten, kommt es zu einer plastischen Verformung. Dabei treten irreversible Prozesse im Werkstoff auf, die mit Gleiten der Gitterebenen und Bildung sogenannter Versetzungen und Stapelfehler einhergehen. Im Ergebnis bleibt eine permanente Dehnung zurück, d.h. der Körper kehrt nach Entlastung nicht mehr ganz in die Ausgangssituation zurück. Ist die angewendete Kraft zu groß, kann es letztendlich zum Versagen des Probenkörpers kommen. Man nennt die Maximalspannung, die ein Werkstoff bei Einwirken einer Zugspannung bis zum Eintreten des Bruchs erträgt, die Zugfestigkeit. Der Bruch kann jedoch auch bei zyklischer Belastung bei deutlich geringeren Kräften auftreten. Man spricht dann von einem Ermüdungsbruch (Radaj und Vormwald 2007). In Hinsicht auf die vorliegende Dissertation spielen Spannung und Dehnung sowohl bei den Brackets als auch bei den Kunststoffkappen eine wesentliche Rolle für die Beurteilung des gesamten Systems.

2.5.2.1 Spannungs-Dehnungsverhalten von NiTi

NiTi weist als superelastisches Material ein unkonventionelles Spannungs-Dehnungsverhalten im Vergleich zu z.B. Edelstahl auf. Bei Belastung eines NiTi Drahts kommt es zunächst zu einer elastischen Verformung durch Veränderung der Gitterabstände. Die Spannung steigt dabei bis σ_{SAS} linear an. Zu diesem Zeitpunkt befindet sich das Material in der austenitischen Hochtemperaturphase. Zwischen σ_{SAS} und σ_{FAS} kommt es zu einer martensitischen Phasenumwandlung von der Ausgangsphase Austenit in die Produktphase Martensit und es entsteht ein pseudoelastisches Plateau. Dabei wird die martensitische Umwandlung durch Einwirken der Spannung induziert. Innerhalb des Plateaus nimmt die Spannung bei zunehmender Belastung nur marginal zu (Bantleon et al. 1989; Fischer-Brandies et al. 2003). Zwischen σ_{FAS} und σ_{SSA} verläuft die Kurve wieder annähernd linear. Die Entlastungsphase verläuft zwischen σ_{SSA} und σ_{FSA} (**Abbildung 10 b**). Der geringe Spannungsanstieg bei steigender Dehnung kann in der Kieferorthopädie für eine gezielte Einstellung von Kräften genutzt werden. Gewöhnlicher Stahl verhält sich bei elastischer Verformung wie oben bereits erwähnt. Zunächst steigt die Kurve bei Belastung linear an. Der Stahl verformt sich elastisch und geht bei Entlastung in die Ursprungsform zurück. Ab der Elastizitäts- oder Streckgrenze (**Abbildung 10 a**) kommt es zu einer plastischen Verformung des Materials und bei zunehmender Dehnung zum Bruch

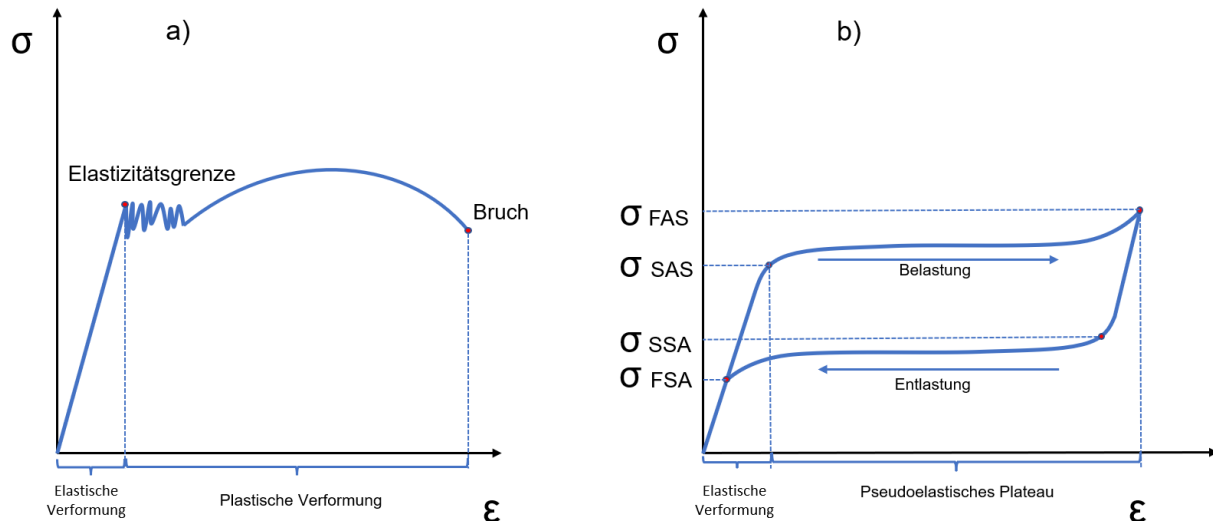


Abbildung 10: a) Spannungs- Dehnungsdiagramm von gewöhnlichem Stahl; bei zunehmender Dehnung (ϵ) kommt es zu einer elastischen Verformung und einem linearen Anstieg Kurve; ab der Elastizitäts- oder Streckgrenze kommt es zur plastischen Verformung und bei weiter zunehmender Dehnung zum Bruch des Materials; b) Spannungs- Dehnungsdiagramm des superelastischen Materials NiTi (b); bei Belastung kommt es zunächst zu einer elastischen Verformung und zu einem linearen Anstieg der Spannung bis σ_{SAS} ; Zwischen σ_{SAS} und σ_{FAS} entsteht ein pseudoelastisches Plateau wobei die Spannung bei zunehmender Dehnung nur marginal zunimmt (modifiziert nach Rebeka und Ferčec 2013).

Für die Kieferorthopädie ist jedoch das Entlastungsplateau, also das sich während der Entlastung aufgrund der Rückumwandlung des spannungsinduzierten Martensits in den Austenit bildende Plateau, von größerer Relevanz. Es dient während der Nivellierungsphase dazu, die

Zähne über einen relativ großen Weg bei nahezu gleichbleibenden, geringen Kräften zu bewegen (Fischer-Brandies et al. 2003).

2.5.3 Scherung

Bei reiner Zug- bzw. Druckbelastung eines Körpers (zur besseren Übersicht als zweidimensionales Rechteck dargestellt) steht die Spannung vektoriell betrachtet senkrecht zum Querschnitt und wird als Normalspannung σ bezeichnet (**Abbildung 11**). Bei der Beanspruchung des Körpers durch Scherkräfte (Schubkräfte), die tangential zu der Ebene wirken, an der sie angreifen, verschiebt sich das Rechteck zu einem Parallelogramm (**Abbildung 12**). Der Winkel α ist zu der je Flächeneinheit wirkenden Schubkraft, d.h. der Schubspannung $\tau = K/l^2$ proportional.

Es gilt: $\tau = G \cdot \alpha$

G ist das Schubmodul und ein Maß für die Gestalts- oder Formelastizität.

3 Zielsetzung und Arbeitshypothese/ Problemstellung

Auf dem Kenntnisstand einer vorangehenden Publikation (Gruber 2020; Wichelhaus et al. 2022) aufbauend sollte die zur Friktionseinstellung entwickelte Kappe verbessert und das Design für die Produktion in höheren Stückzahlen vorbereitet werden. Daher lag ein besonderes Augenmerk auf der Weiterentwicklung der Herstellungstechnologie. Bisher wurden die Kappen mit Hilfe eines formlabs Form 2 3D-Druckers (formlabs, Somerville, MA, USA) aus Kunstharz hergestellt, was jedoch als Technologie lediglich für die ersten Funktionsmuster ausreichte, da es sich dabei um eine zeitaufwendige und kostspielige Methode handelte, die zudem mit Ungenauigkeiten behaftet ist, da man nahe an der Auflösungsgrenze des 3D-Druckers arbeitet.

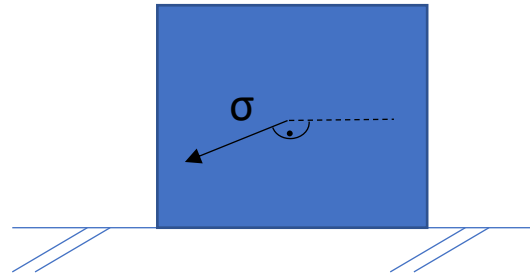


Abbildung 11: Normalspannung (δ) senkrecht zum Querschnitt der Ebene bei reiner Zug- bzw. Druckbelastung.

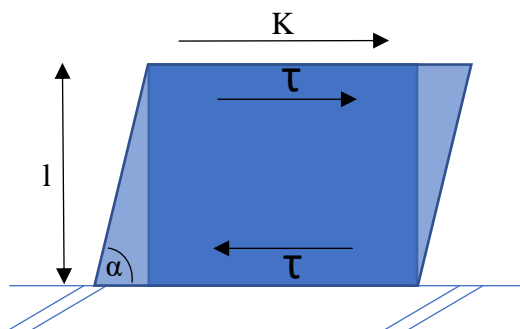


Abbildung 12: Die Schubspannung τ liegt in der Ebene. Sie basiert auf der Schubkraft K . Die Schubspannung τ verzerrt das Rechteck zu einem Parallelogramm. Die Schubspannung τ ist in alle drei Ebenen eines Körpers übertragbar. Der Winkel α ist der Flächeneinheit wirkenden Schubspannung $\tau = K/l^2$ proportional; K ist die beaufschlagte Kraft, l die Höhe des Körpers (modifiziert nach Grellmann und Seidler 2015).

Das Ziel war, die Kappen in eine ästhetischere, wirtschaftlichere und funktionellere Form zu überführen. Auch die Benutzerfreundlichkeit sollte dabei optimiert werden. Dabei durfte die Funktion, Friktion durch das Aufsetzen der Kappe herbeizuführen, in keinem Fall verloren gehen. Material, Farbe und die Opazität der Kappe sollten an die zahnmedizinischen Anforderungen angepasst werden, ohne die gewünschten mechanischen Eigenschaften zu verlieren. Im Detail sollte ein transluzentes Kunstharz durch einen zahnfarbenen Kunststoff ersetzt werden, um somit das Bracket abzudecken und ein möglichst unauffälliges Design des V-Slot Brackets zu erzielen. Ein zahnfarbener Kunststoff für den formlabs 3D- Drucker (formlabs, Somerville, MA, USA) war zum Zeitpunkt dieser Arbeit kommerziell nicht erhältlich.

Ein weiteres Ziel war eine für das V-Slot Bracket geeignete elastische Kette zu entwickeln. Da das red Bracket bisher keine klassischen Haken oder Flügel für die Fixierung von Gummizügen vorsieht, war es notwendig, bekannte Kettengeometrien auf dieses Bracket anzupassen. Auch sollte die entwickelte Elastomerkette zur ästhetisch unauffälligen Erscheinung des Bracketsystems beitragen.

4 Vorarbeiten und Entwicklung

Um das Herstellungsverfahren der Kappen in eine werkstofflich realitätsnähere Form zu überführen, mussten zunächst potenzielle Herstellungsverfahren hinsichtlich ihrer Eignung beurteilt werden. Dazu wurden ausgewählte Verfahren im Hinblick auf fertigungstechnische Parameter gegenübergestellt, um anschließend das am besten geeignete Verfahren auswählen zu können. Die in Frage kommenden Herstellungsverfahren waren das aus den Vorarbeiten bekannte 3D-Druckverfahren, das CAD/CAM-Fräsen sowie das Spritzgießen. Dabei ging Letztgenanntes als vielversprechendste Lösung hervor (**Tabelle 2**).

Tabelle 2: Beurteilung der einzelnen Herstellungsverfahren mittels Ampelprinzip; das Spritzgussverfahren ist demnach das am besten geeignete Herstellungsverfahren.

	3D-Druck	CAD/CAM	Spritzgießen
Wirtschaftlichkeit	■	■	■
Produktion großer Stückzahlen	■	■	■
Nachbearbeitung	■	■	■
Materialeigenschaften (Farbe, Homogenität, etc.)	■	■	■
Integrierbarkeit in Fertigungsprozesse	■	■	■

Die beiden erstgenannten Verfahren eignen sich zur Herstellung von Funktionsmustern und für geringe Stückzahlen. Daher werden sie zumeist in der Prototypenherstellung (3D-Druck) oder auch für patientenspezifische Behandlungsmittel (CAD/CAM) verwendet. Aufgrund der

zeitintensiven Produktion in kleinen Stückzahlen und der häufig notwendigen Nachbearbeitung, sind diese Verfahren jedoch unwirtschaftlich. Im Gegensatz zum 3D-Druck erlaubt das CAD/CAM-Verfahren die Verwendung industriell hergestellter Kunststoffe in Form von Stangen oder Blöcken, deren Materialeigenschaften den Anforderungen eines Industrieprozesses entsprechen und daher als Zwischenschritt zur industriellen Herstellung der Kappen sehr gut geeignet zu sein scheinen. Das für große Mengen am besten geeignete Herstellungsverfahren ist hingegen der Spritzguss, da es eine wirtschaftliche Serienproduktion der Bauteile ermöglicht. Neben der hohen Stückzahl lassen sich homogene Materialeigenschaften durch die Verwendung spezieller Spritzgusswerkzeuge erreichen. Durch die Integration passender Auswerfer im Werkzeug können die Teile so produziert werden, dass nur wenig Nachbearbeitung erforderlich ist. Spritzgießbare Materialien sind in unzählbarer Fülle kommerziell verfügbar und können durch Zusatzstoffe in ihren Eigenschaften fast beliebig angepasst und verändert werden.

4.1 Weiterentwicklung der bestehenden Kappe

Um die Kappe weiterzuentwickeln, wurde zunächst die Form der bestehenden Kappen analysiert und Verbesserungspotentiale gesucht. Auch das Material und das Herstellungsverfahren sollten zielführend überdacht werden. Dabei galt es, die ursprüngliche Funktion der Kappe beizubehalten und durch Induzieren von Friktion den Draht im Slot zu halten (Gruber 2020; Wichelhaus et al. 2022).

4.1.1 Formoptimierung der bestehenden Prototypen

Bei ersten Versuchen stellte sich heraus, dass die gedruckten Kappen etwas zu lang für das Bracket waren. Die Stopps, die ein Verrutschen der Kappe auf dem Bracket verhindern sollten, lagen zu weit von den Seiten des Brackets entfernt. Die Kappe hatte, wie dargestellt, lateral etwas Spielraum, was ein Verrutschen ermöglichte. Aus diesem Grund wurde die Geometrie der Kappen so verändert, dass die Stopps direkt an den Bracketflügeln anlagen (**Abbildung 13**).

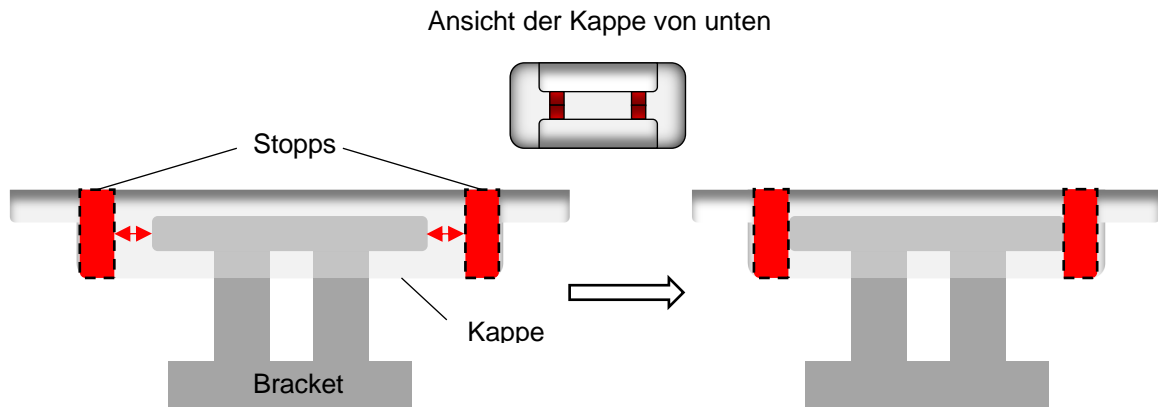


Abbildung 13: links: schematische Darstellung der aufgesetzten Kappe auf dem Bracket; die Stopps liegen nicht am Bracket an (rote Pfeile); rechts: schematische Darstellung der gekürzten Kappe; die Stopps (rot) liegen am Bracket an.

Dadurch wurde das Aufbringen auf das Bracket zwar etwas erschwert, die Problematik des Verrutschens jedoch gelöst. Ferner kann festgestellt werden, dass die Form der bisherigen Kappe für den Werkzeugbau nicht optimal ist, da durch Hinterschnitte das Entformen beim Spritzguss unmöglich oder der erforderliche Werkzeugbau sehr aufwendig ist. Vor allem die Außengeometrie der bisherigen Kappe kann den Werkzeugbau enorm verkomplizieren. Sowohl die Außen- als auch die Innenfläche weisen Unterschnitte auf, wodurch ein einfaches Abnehmen des oberen und des unteren Formteils nicht möglich wäre.

Um dieses Problem zu lösen und das Werkzeug einfacher und somit wirtschaftlicher bauen zu können, wurde die äußere Kontur der Kappe begradigt. Damit sind die vorhandenen Hinterschnitte bereits reduziert (**Abbildung 14**). Die inneren Hinterschnitte mussten für Funktionalität der Kappe bestehen bleiben.

Da die Kürzung der Kappenlänge keinen Einfluss auf die Funktion erwarten lässt, wird die gekürzte Kappe im Laufe der Dissertation als „Rev.1“ bezeichnet. Die Begradigung der Außenflächen hingegen lässt eine Veränderung sowohl der physikalischen Werte als auch des optischen Erscheinungsbildes vermuten. Infolgedessen wird diese neu entwickelte Kappenform als „Rev. 2“ bezeichnet.

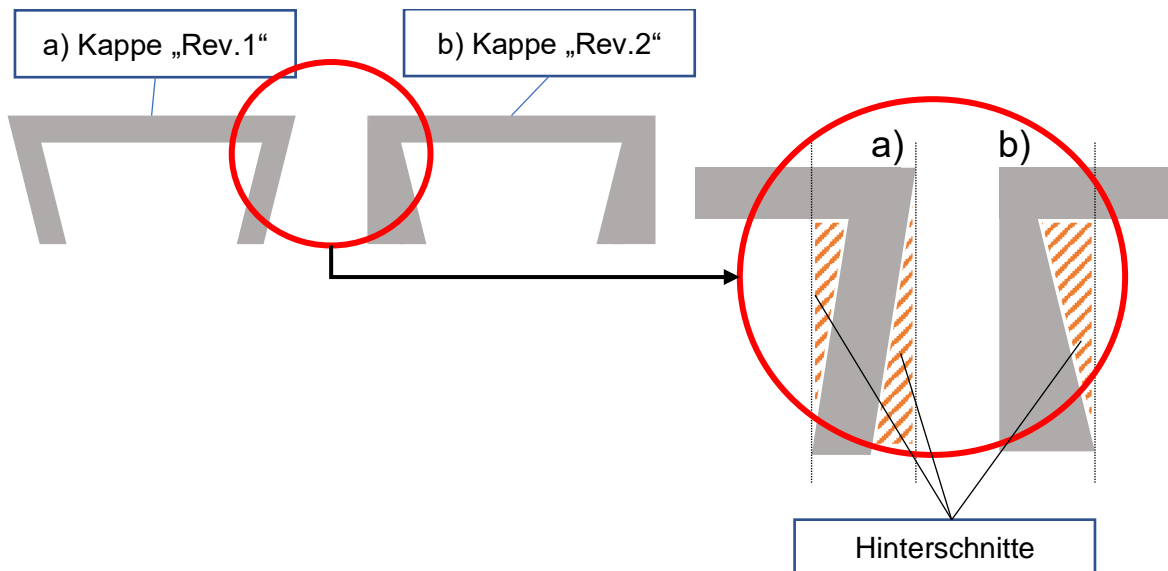


Abbildung 14: a) schematische Darstellung der Kappengeometrie Kappe „Rev.1“ mit Hinterschnitten außen und innen (siehe Lupe); b) schematische Darstellung der Kappengeometrie Kappe „Rev.2“ mit Hinterschnitten innen. Dieser muss für die Funktion der Kappe bestehen bleiben.

4.1.2 Verifizierung geeigneter Kunststoffe

Um die enorme Zahl an potenziell geeigneten Kunststoffen einzugrenzen, wurde nach folgendem Qualifikationsschema vorgegangen (**Abbildung 15**).

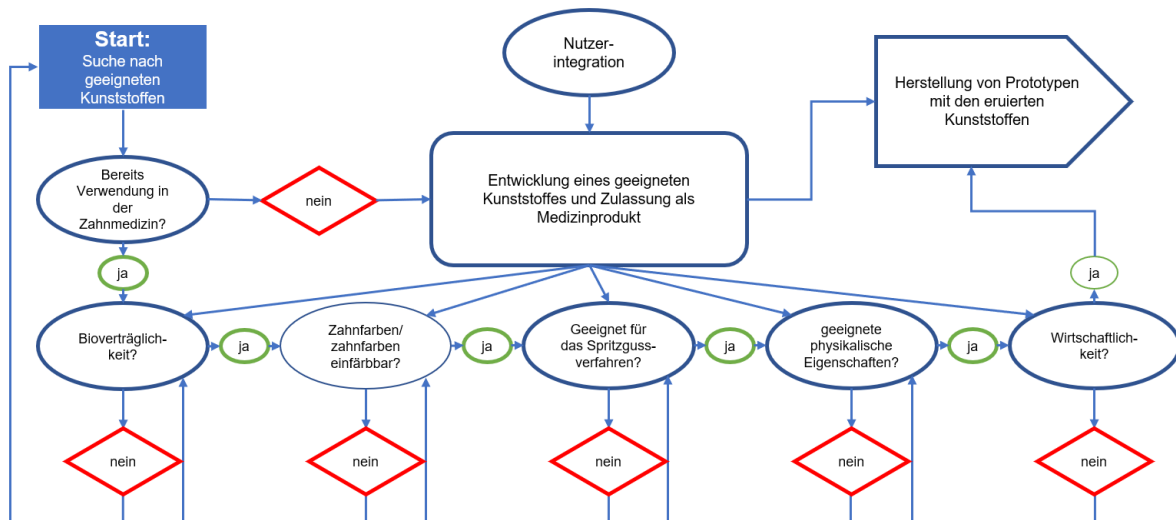


Abbildung 15: Flussdiagramm zur systematischen Eingrenzung geeigneter Kunststoffe für die Kappen; Kunststoffe, die bereits in der Zahnmedizin Verwendung finden, müssen weiter auf Bioträglichkeit etc. geprüft werden; sollte ein neues Material entwickelt werden, muss es als Medizinprodukt angemeldet werden; der Anwender wird dabei in die Entwicklung mit einbezogen.

Um den zeit- und kostenaufwendigen Weg der Neuentwicklung und Beantragung eines Medizinprodukts nicht unnötigerweise erneut durchlaufen zu müssen, lag das Hauptaugenmerk auf den bereits in der Zahnmedizin angewendeten Kunststoffen. PMMA und Polycarbonat galten dabei als die vielversprechendsten Kandidaten. Sie sind aufschmelz- und damit spritzgießbar und werden umfassend in der Zahnmedizin genutzt. Zudem werden sie industriell in großen

Mengen verarbeitet, was die Kosten im sinnvollen Rahmen halten sollte. In **Tabelle 3** sind diese beiden Kunststoffe mit den bereits verwendeten Kunstharzen „Dental SG“ und anhand ihrer technischen Daten im Vergleich dargestellt.

Tabelle 3: Technische Daten der einzelnen Kunststoffe im Vergleich; Polycarbonat weist das größte E-Modul auf; die Biegefestigkeit ist mehr als doppelt so hoch wie von Dental SG; die Werte lassen sich nur bedingt miteinander vergleichen.

Technische Daten	formlabs Kunstharz	Zirkonzahn	
		PMMA	PC
	Dental SG	(Temp Basic)	(Temp Premium Flexible)
Biegefestigkeit [MPa]	50	70	110
Biegemodul [MPa]	1500	-	-
Dichte [g/cm ³]	1,12	-	1,20
Shore Härte [D]	80	-	-
E-Modul [MPa]	-	1800	3400

Polycarbonat benötigt aufgrund seiner niedrigen Viskosität einen höheren Spritzdruck und eine höhere Verarbeitungstemperatur als PMMA. PMMA wird beim Spitzgießen auf 190 – 290 °C erwärmt, Polycarbonat auf 320 – 340 °C (Baur et al. 2022). Das Herstellungsverfahren von Polycarbonat ist somit aufwendiger und auch etwas teurer.

4.1.3 FE- Simulation der Kappenapplikation

Wie bereits in Kapitel 2.4.4 dargestellt kann eine FE- Simulation richtungsweisend für die weitere Produktentwicklung sein, da mit ihr das mechanische Verhalten von Werkstücken simuliert werden kann ohne aufwändige Versuche durchzuführen.

Dies erlaubte es, im Rahmen dieser Promotionsarbeit das Aufstecken der Kunststoffkappe auf das Bracket zu simulieren. Dadurch können Erkenntnisse über die auftretenden Spannungen, Verformungen und mögliche versagensgefährdete Stellen gewonnen werden. Da die Berechnung des Appliziervorgangs sehr viel Zeit in Anspruch nimmt, sollte auf die Simulation mit der noch nicht optimierten Form der Kappe verzichtet werden. Als Material für die Kappe wird PC verwendet, da es als einer der am besten geeigneten von allen betrachteten Kunststoffen galt (Kapitel 4.1.2). Die entsprechenden Materialparameter sind bereits in der Materialdatenbank der für die Versuche verwendeten Simulationssoftware Ansys (Ansys, Canonsburg, PA, USA) enthalten.

Tabelle 4: In Ansys verwendete Materialparameter für die Kappe und das Bracket; als Bracketmaterial wurde eine NiTi Legierung „Euroflex™“ gewählt; die Querkontraktionszahl wurde für PC auf 0,4 festgelegt; für die Simulation des Appliziervorgangs waren die Daten ausreichend.

Technische Daten	Kappe (PC)	Bracket (NiTi)
Dichte [g/cm ³]	1,2	6,5
E-Modul [MPa]	3400	60000
Querkontraktionszahl	0,4	0,33
Kompressionsmodul [Pa]	5,666E + 09	5,9524E + 10
Schubmodul [Pa]	1,2143E + 09	1,4409E + 10
σ_{SAS} [MPa]	-	736
σ_{FAS} [MPa]	-	798
σ_{SSA} [MPa]	-	337
σ_{FSA} [MPa]	-	135
Epsilon [mm/mm]	-	0,59
Alpha	-	0

Wie in **Tabelle 3** ersichtlich, können nur wenige technische Daten in Ansys übertragen werden. Die Querkontraktionszahl ist auf 0,4 festgelegt (Kunz 2011). Sie beschreibt die relative Breiten- zu Längenveränderung eines Körpers bei Zug- oder Druckbelastung. Für die Simulation des Appliziervorgangs waren die Daten ausreichend.

Für das superelastische Bracket aus NiTi werden Referenzwerte von dem Material Euroflex™ (EUROFLEX GmbH, Pforzheim, Deutschland) übernommen (Carvalho et al. 2016). Da das E-Modul von Euroflex™ als Intervall angegeben ist (41-75 GPa), ist für die Simulation ein Mittelwert von 60 GPa festgelegt. **Tabelle 4** fasst die in Ansys eingetragenen Materialparameter zusammen. Nachdem die technischen Daten der verschiedenen Materialien für die weitere Analyse festgelegt sind, mussten vor der Simulation folgende Fragen geklärt werden:

1. Inwiefern kann das Aufstecken der Kappe auf das Bracket möglichst realistisch simuliert werden?

Die Kappe wird nicht senkrecht von oben auf das Bracket gesteckt, sondern erst auf einer Seite eingehakt und dann auf der anderen Seite heruntergedrückt.

Außerdem besteht sowohl das Bracket, als auch die Kappe aus superelastischen bzw. elastischen Materialien. Beide geben auf Druck um einen bestimmten Betrag nach. Aus diesen Gründen ist davon auszugehen, dass der exakte Aufsteckmechanismus in seiner gesamten Komplexität nur mit besonders aufwendiger FEM-Simulation abzubilden ist. Um den Vorgang zu vereinfachen und damit die Berechnung zu beschleunigen, wird ein senkrecht Aufstecken der Kappe auf das Bracket simuliert, wodurch die Kappe auf beiden Seiten gleichmäßig

aufgespreizt wird. Man nimmt an, dass die auftretenden Verformungen dann mindestens genauso groß und für eine Bewertung hinreichend aussagekräftig sind. **Abbildung 16** zeigt den Aufsteckmechanismus. Für bessere Ergebnisse wurde vor der Berechnung das Gitter an den Stellen, wo die maximale Dehnung errechnet ist, verfeinert.

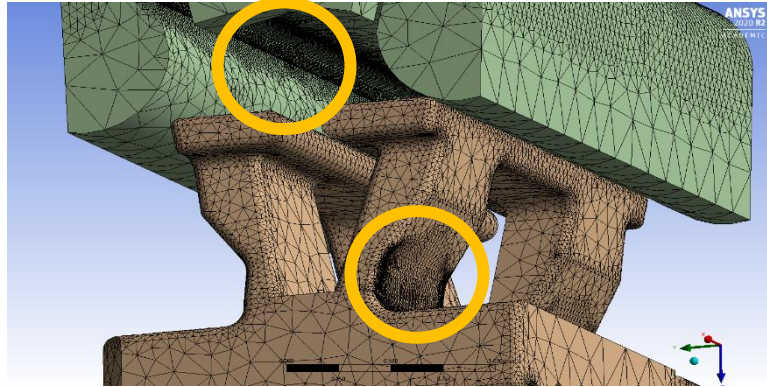


Abbildung 16: Darstellung des Appliziervorgangs in Ansys; Verfeinerung des Gitters an Stellen, wo die maximale Dehnung auftritt (Gelbe Kreise).

2. Welche Art der Simulation ist für das Aufstecken der Kappe am besten geeignet?

Da beim Applizieren der Kappe auf das Bracket Verformungen und damit auch Spannungen im Inneren der beiden Körper auftreten, eignet sich eine statisch-mechanische Analyse am besten. Mit ihr können z.B. Verformungen, Spannungen oder Drücke berechnet werden.

3. Sind die errechneten Werte für die weitere Entwicklung aussagekräftig?

Da nicht alle relevanten physikalischen Daten in Ansys übertragen werden können und der Aufsteckmechanismus nicht realitätsgetreu dargestellt ist, sind die errechneten Werte für eine adäquate quantitative Auswertung der Simulation nicht unmittelbar übertragbar, zumal für FE-Simulationen bei komplexen Berechnungen immer mit einer gewissen Ungenauigkeit zu rechnen ist (Klein 2013). Das Ziel war demnach eine qualitative Abschätzung der Amplituden und Positionen der auftretenden Spannungen, Verformungen und Identifikation möglicher Bruchstellen.

4.1.4 Entwicklung eines Applikators

Um das Aufstecken der Kunststoffkappen für das vorliegende Bracketssystem einfacher zu gestalten, sollte ein Applikator entwickelt werden. Zielsetzung war es dabei, sowohl eine zweckmäßige Form als auch ein für den zahnärztlichen Gebrauch geeignetes Material zu finden. Da das Instrument in der kieferorthopädischen Behandlung als semikritisch A einzustufen ist (Imsirovic 2012), musste das Material und dessen Oberfläche für die maschinelle Aufbereitung geeignet sein. Zur Kategorie „Semikritisch A“ gehören zahnmedizinische Instrumente, die

Schleimhautkontakt haben und bei denen keine besonderen Anforderungen an die Aufbereitung zu stellen sind. In Anlehnung an andere semikritische, zahnärztliche Instrumente (z.B. Mundspiegel/ Röntgenhalterung), wurden sowohl Kunststoffe als auch Metalle als geeignetes Material in Erwägung gezogen. Die Form des Applikators musste aus hygienischen und gestalterischen Gründen so schlicht wie möglich entworfen werden. Das Instrument sollte gut in der Hand liegen und dem Benutzer das Gefühl geben, die Kraft beim Applizieren jederzeit kontrollieren zu können. Im Zuge dieser Überlegungen entstand das Konzept eines Applikatorkopfes mit Außengewinde, der auf den Griff eines handelsüblichen Mundspiegelgriffes aufgeschraubt werden konnte. Somit war gewährleistet, dass der Applikator klein und kompakt hergestellt werden kann. Auf dieser Idee aufbauend wurde ein Mechanismus entwickelt, bei dem die Kappen nicht mehr einzeln aufgenommen werden müssen. Dabei ist in den Griff des Applikators ein Magazin mit einem Schieber integriert. Der Behandler kann nach jeder aufgesetzten Kappe mit dem Schieber nachladen.

4.2 Entwicklung eines Prototyps einer polymerbasierten Kette

In der Behandlung mit dem red bracket Multibandsystem soll auch eine neuartige funktionelle Kette zum Einsatz kommen. Folgende Anforderungen mussten vor der Entwicklung der Kette beachtet werden:

- Konventionelle Brackets haben zum Einhängen funktioneller Ketten kleine Flügel oder Haken (**Abbildung 17**). Da das red Bracket derartige Flügel nicht aufweist, muss eine funktionelle Kette anderweitig Halt finden
- Die Kette sollte den Bogen und die Brackets möglichst gut optisch abdecken

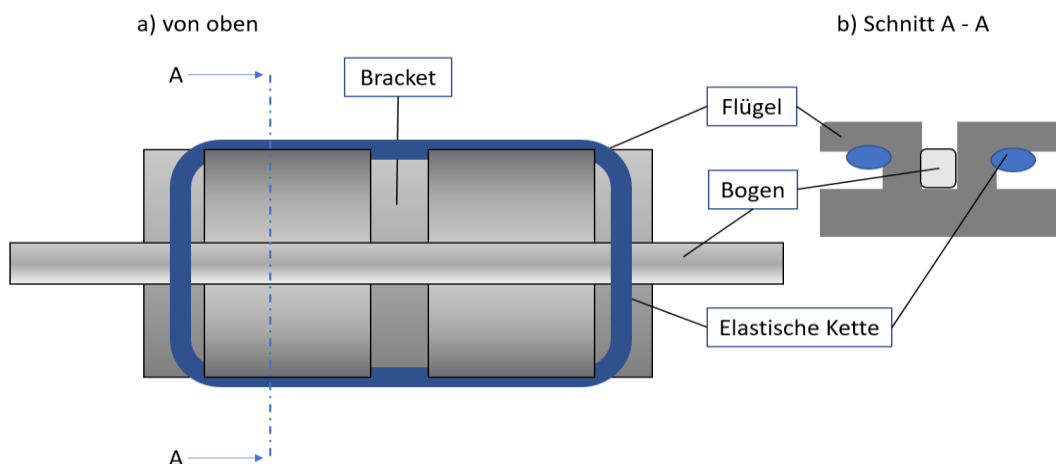


Abbildung 17: a) schematische Ansicht vom Bracket mit eingesetztem Bogen und elastischer Kette (blau); die Kette wird von den Flügeln am Bracket gehalten (b).

Zwei Ansätze wurden bei der Entwicklung der Kette verfolgt:

- Die Materialkombination aus einem zahnfarbenen Gummiband und den bestehenden Kunststoffkappen
- Eine eigenständige, zahnfarbene Kette

Beide Versionen sollten sowohl als funktionelle Kette, als auch als Abdeckung für den Bogen dienen.

5 Material und Methodik

5.1 Herstellung der Kappen im CAD/CAM-Verfahren und verwendete Kunststoffe

Die Herstellung von Musterteilen aus Kunststoff im CAD/CAM-Verfahren wird als sinnvolle Maßnahme in der Produktentwicklung eingeschätzt. Die damit hergestellten Prototypen der Kappen wurden anschließend mittels Friktionsuntersuchungen (Kapitel 5.3) auf ihre Tauglichkeit analysiert und bewertet. Auch die Farbe und die Bruchanfälligkeit war entscheidend für die Bewertung der hergestellten Kappen.

Auf der Suche nach geeigneten Materialien weisen die PMMA- und PC-Ronden (Temp Basic und Temp premium flexible) von Zirkozahn (Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Italien) vielversprechende mechanische Parameter auf. An dieser Stelle muss allerdings betont werden, dass die erhältlichen mechanischen Kennwerte zahnmedizinischer CAD/CAM-Materialien unzureichend für einen Vergleich mit dem Dental SG Kunstharz sind. Lediglich die in **Tabelle 3** aufgeführten Werte konnten miteinander verglichen werden. Für die Herstellung der Musterkappen wurde das 5+1-Achsen-Simultan-Fräsggerät M5 von Zirkozahn (Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Italien) verwendet.

Da die zuvor additiv gefertigten Kappen mit Autodesk Inventor 2015 (Autodesk, San Rafael, USA) bereits konstruiert zur Verfügung standen, lag bereits ein stl-Datensatz vor. Dieser konnte direkt in die CAD/CAM-Software (Zirkozahn.Modellier V61.73_6843_x64) von Zirkozahn eingelesen werden. Beim sogenannten Nesten, dem virtuellen Platzieren der Werkstücke in dem Fräsrohling, war darauf zu achten, dass die Kappe weit oben in der Ronde platziert wird. Damit war gewährleistet, dass das Fräswerkzeug möglichst viele Bereiche der Kappe erreicht. Nach Abschluss eines Fräsvorgang mussten die Verbinder zwischen Ronde und Kappenrohling durchtrennt und unter dem Mikroskop manuell geglättet werden. Nachdem die Form der

bestehenden Kappe optimiert wurde (Kapitel 4.1.1), konnte auch dieser stl-Datensatz für die Kappenherstellung im CAD/CAM-Verfahren angewandt werden.

5.2 Additive Fertigung der Kappen

Die nach der Formoptimierung gewonnenen stl-Datensätze (Kapitel 4.1.1) wurden auch für die additive Fertigung der Kappen mit Dental SG resin (formlabs, Somerville, MA, USA) Kunstharz verwendet. Dieses Material wird im Folgenden „KH“ genannt. Für die Herstellung der Kappen wurden die stl-Dateien in die Software Preform 3.1.1 (formlabs, Somerville, MA, USA) übertragen und die Kappen digital auf der Druckplattform platziert (Nesting). Anschließend wurden die Kappen mit Hilfe des Formlabs Form 2 3D-Drucker (formlabs, Somerville, MA, USA) gedruckt. Nach dem Druckvorgang wurden die Kunststoffteile von der Druckplatte entfernt, im Isopropanolbad (90%) von flüssigem, nicht ausgehärtetem Kunststoff gereinigt und für 60 Minuten im UV-Lichtofen (Kulzer Unilux AC, 200 W) gehärtet. Das Entfernen der Überstände unter dem Mikroskop wurde bereits in Punkt 3 erläutert. Die Vorgehensweise entspricht der Arbeit von Wichelhaus et al (2022) und Gruber (2020).

5.3 Friktionsuntersuchungen

Da die weiterentwickelten Kappen als eigenständiger Prototyp ebenfalls Friktion herbeiführen sollten, galt es, diese mittels Friktionsmessungen zu überprüfen und mit den bestehenden Kappen zu vergleichen.

5.3.1 Versuchsaufbau

Die Versuche sollten für einen besseren Vergleich möglichst eng an die vorangegangene Promotionsarbeit (Gruber 2020) angelehnt werden. Als Universalprüfmaschine wurde deshalb dieselbe Instron 4444 (Instron, Norwood, MA, USA) verwendet. Auch der Sensor für die Messdatenaufzeichnung der Firma Instron (Baureihe 2530 Series, Ausführung 100N Static Load Cell) und die Materialprüfsoftware Bluehill 2 (Instron, Norwood, MA, USA) kamen, wie in der vorherigen Arbeit, zum Einsatz. Alle Kappen wurden auf vier verschiedenen Brackets mit jeweils drei unterschiedlichen NiTi- Drähten getestet. Drei der vier Brackets waren baugleich, das vierte wies eine Verstärkung am Übergang zwischen Basis und Flügel auf. Alle vier Brackets waren mit Epoxidharzkleber auf Schrauben befestigt, um die Brackets im Prüfaufbau befestigen zu können. Um ein Verkanten des Bogens während des Versuchs zu verhindern, wurde das Bracket auf einer kugelgelagerten Achse montiert (**Abbildung 18**) (Gruber 2020; Wichelhaus et al. 2022).

Für die Versuche wurden vier verschiedene Brackets verwendet. Dabei waren drei Brackets vom Revisionsstand 15 und das am Übergang zur Basis verstärkte Bracket hatte den Revisionsstand 20. Die ersten drei wurden mit B1, B2, B3 und das letzte mit B4 durchnummeriert. Von den vorhandenen V-förmigen NiTi- Drahtmustern wurden drei ausgewählt und mit D1, D2 und D3 benannt. Alle möglichen Permutationen der Bracket-Bogen Kombination wurden untersucht. Damit ergaben sich die in **Tabelle 5** dargestellten Kombinationen.

Tabelle 5: Auflistung der einzelnen Kombinationen aus den drei Drähten D1, D2 und D3 und den drei Brackets B1, B2, B3 und B4.

	B1	B2	B3	B4
D1	D1B1	D1B2	D1B3	D1B4
D2	D2B1	D2B2	D2B3	D2B4
D3	D3B1	D3B2	D3B3	D3B4

Folgende Prüfparameter wurden festgelegt:

Traversenweg:	3 mm
Geschwindigkeit:	9 mm/min
Messpunkte pro mm:	336

5.3.2 Durchführung der Friktionsuntersuchungen

Die hergestellten Kunststoffkappen aus KH, PMMA und PC lagen aus produktionstechnischen Gründen in unterschiedlicher Anzahl vor. Zur besseren Übersicht wurde der Bestand der Kappen für die Friktionstests in **Tabelle 6** zusammengefasst. Die ursprüngliche Form ist mit „Rev.1“, die verbesserte Form mit „Rev.2“ betitelt. Die einzelnen Kappen wurden für jedes Material in alphabetischer Reihenfolge von a bis e benannt. Kappen, die während der Friktionstests zerbrochen sind, wurden teilweise durch identische ersetzt und mit * gekennzeichnet.

Um die Vergleichbarkeit der Messwerte zu verbessern, wurde für jeden verwendeten Draht ein bestimmter Messbereich definiert. Dieser betrug etwa 2 cm und befand sich in der Mitte der Drähte. Somit war gewährleistet, dass immer der gleiche Abschnitt des Drahtes in den Bracketslot eingelegt wurde. Alle Kappen wurden nacheinander auf eine Draht-Bracket Kombination appliziert. Die Reihenfolge der Draht-Bracket Kombinationen war wie folgt: D1-D3B1 → D1-D3B2 → D1-D3B3 → D1-D3B4. Einige Kappen ließen sich jedoch nicht auf das Bracket

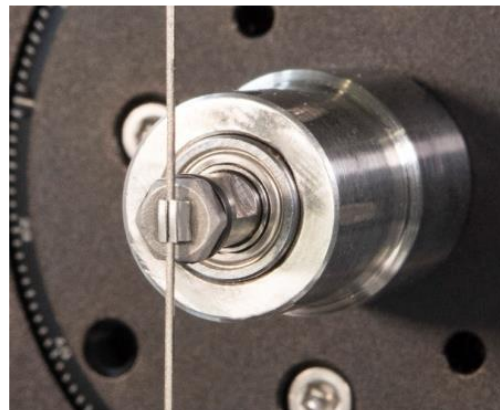


Abbildung 18: Draht im Bracketslot; das Bracket ist auf einer Schraube verklebt und diese auf einer kugelgelagerten Achse montiert (Gruber 2020; Wichelhaus et al. 2022).

applizieren. Dies betraf vor allem die PMMA-Kappen und das Bracket B4 nach dem neuen Revisionsstand 20.

Tabelle 6: Bestand der Kappen während der Versuchsreihe. Die Kappen wurden in alphabetischer Reihenfolge von a bis e benannt; die alte Form der Kappe wurde mit „Rev.1“, die optimierte Form mit „Rev.2“ betitelt; ersetzte Kappen wurden mit * gekennzeichnet.

Material	Form	Ursprüngliche Anzahl	Ersetze Kappen
KH	Rev.1	5 (a – e)	a*; b*
	Rev.2	2 (a; b)	Keine
PMMA	Rev.1	5 (a – e)	c*; d*
	Rev.2	2 (b; c)	c*
PC	Rev.1	5 (a – e)	Keine
	Rev.2	5 (a – e)	Keine

5.4 Anfertigung des Applikators

Als Träger für den Applikator sollte ein herkömmlicher, zahnärztlicher Mundspiegel dienen. Hierfür wurde der Spiegel abgeschraubt und anschließend dessen Gewinde mit Patern Resin Kunststoff (GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland) abgeformt. Nach dem Aushärten des Kunststoffes konnte mit S-U-Modellierwachs (SCHULER-DENTAL GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) der Applikatorkopf an das Gewinde angewachst werden. Zur Gestaltung der Aufnahme für die Kappen wurde eine Kappe als Abformteil verwendet. Um ein Verbinden der abzuformenden Kappe mit dem Wachs zu verhindern, wurde eine dünne Schicht Yeti Lube Wachs gegen Gips Isolierung (Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) aufgetragen. Für eine möglichst ergonomische Handhabung des Applikators wurde der Schaft des Kopfes leicht abgewinkelt gestaltet. Nach Überprüfen der Schichtstärke des Wachses konnte der Rohling angestiftelt und mit Dreibettmasse von Klasse 4 (Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg, Deutschland) eingebettet werden. Der Guss erfolgte mittels Tiegelschleuder TS 3 von Degussa (Degussa Sonne/Mond Goldhandel GmbH, Frankfurt, Deutschland). Als Material für den Applikator wurde Remanium 2000 von Dentaaurum (DENTAURUM GmbH & Co.KG, Ispringen, Deutschland) verwendet – ein etwas weicherer Werkstoff als der herkömmliche CoCrMo-legierte Edelstahl.

Um die Idee eines nachladenden Applikators umzusetzen, wurde zunächst eine Halterung aus einem für die Teilprothetik gebräuchlichen Klammerkreuz gebogen. Mit ihr sollte die Kappe gehalten und appliziert werden. Der Griff wurde aus einem Kunststoffröhrchen und Triad Gel Clear Blue von Dentsply (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) um

das modifizierte Klammerkreuz herummodelliert. Triad Gel ist ein pastöser, lichthärtender Kunststoff, welcher für die Kieferorthopädie und für das Herstellen von herausnehmbaren Prothesen entwickelt wurde. In das Kunststoffröhrchen wurde ein kleiner Kunststoffschieber eingesetzt. Zusammen mit einer Magnetvorrichtung war es möglich, den Schieber nach vorne zu bewegen. Bei der Herstellung dieses Applikators lag der Fokus auf der Umsetzung des Nachlademechanismus. Im Gegensatz dazu spielten Design und Materialauswahl eine untergeordnete Rolle.

5.5 Herstellung der funktionellen Kette

Es wurden insgesamt zwei Varianten der funktionellen Kette hergestellt. Der erste Prototyp bestand aus einem Trägergummi aus TPU, das mit Klebstoff auf eine konventionelle Kette verklebt wurde. Die Breite des Trägergummis betrug 2 mm und war damit in etwa so breit wie die Kette. Als Kleber diente Liquicol Versiegelung, ein Cyanacrylat-Klebstoff der Firma Renfert (Renfert GmbH, Untere Giesswiesen 2, 78247 Hilzingen).

Die zweite Variante der Kette bestand aus dem zuvor verwendeten Trägergummi und den Kunststoffkappen. Es wurden sowohl die gedruckten als auch die gefrästen Kappen für die Kette verwendet. Die Kappen wurden mit Cyanacrylat-Klebstoff in einem Abstand von etwa 0,7 cm auf das Trägergummi geklebt.

5.6 Statistische Fragestellung

Die Kappen wurden jeweils auf drei baugleichen red Brackets mit drei zuvor ausgewählten NiTi- Bögen untersucht. Da nicht bei jeder Versuchsreihe die gleiche Anzahl an Kappen getestet werden konnte (siehe **Tabelle 6**), konzentrierte sich die statistische Auswertung auf den Vergleich der ursprünglichen Kappe („KH-Rev.1“) mit der aussichtsreichsten Version („PC Rev.2“). Beide Versuchsreihen konnten mit fünf Kappen durchgeführt werden. Bei „KH-Rev.1“ mussten zwei Kappen ersetzt werden. Folgende Fragestellungen sollten auf ihre statistische Signifikanz überprüft werden:

1. Wirkt sich die Formänderung (Rev.1/Rev.2) signifikant auf die Friktionskräfte aus?
2. Hat die Wahl des Materials und des damit zusammenhängenden Herstellungsprozesses (3D- Druckverfahren und CAD/CAM-Verfahren) statistisch signifikanten Einfluss auf die Friktionswerte?
3. Unterscheidet sich die aussichtsreichste Kappe („PC-Rev.2“) signifikant von der ursprünglichen Kappe?

4. Unterscheiden sich die Kappen „PC Rev.2“ signifikant voneinander?
5. Unterscheidet sich das neue Bracket hinsichtlich der Friktionskräfte signifikant von den anderen Brackets?

Für die statistische Auswertung wurde das Programm IBM SPSS Statistics 25 für Windows (IBM Corporation, NY, USA) verwendet. Der Test auf Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogorov-Smirnov und dem Shapiro-Wilk Test. In allen Fällen wurde die Nullhypothese abgelehnt, das heißt die Messwerte sind normalverteilt. Daher wurde der Hypothesentest mit dem Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben bzw. einer ANOVA mit anschließendem Games-Howell post-hoc Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

6 Ergebnisse der Friktionsmessungen

Um die verschiedenen Messwerte auswerten und analysieren zu können, wurden die Ergebnisse in folgende Punkte unterteilt:

- Ermüdung der Kappen bei mehrmaligem Aufstecken
- Darstellung relevanter Ergebnisse der einzelnen Versuchsreihen
- Beurteilung von Form und Material und den damit zusammenhängenden Herstellungsprozessen
- Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“
- Vergleich Brackets Rev.15/ Bracket Rev.20

Da sich die Anzahl der verschiedenen Kappen teilweise unterscheidet, können manche Ergebnisse nur bedingt miteinander verglichen werden.

6.1 Ermüdung der Kappen bei mehrmaligem Aufstecken

Während der Versuchsreihe sind einige Kappen beim Aufstecken oder Abnehmen zerbrochen. **Abbildung 19** zeigt die der einzelnen Versuchsdurchläufe und die Anzahl der Kappen, die verwendet werden konnten. Eine abnehmende Anzahl entspricht dem Versagen einiger Kappen, durch ein Brechen des Kappenkörpers. Ersetzte Kappen werden in dieser Tabelle nicht berücksichtigt.

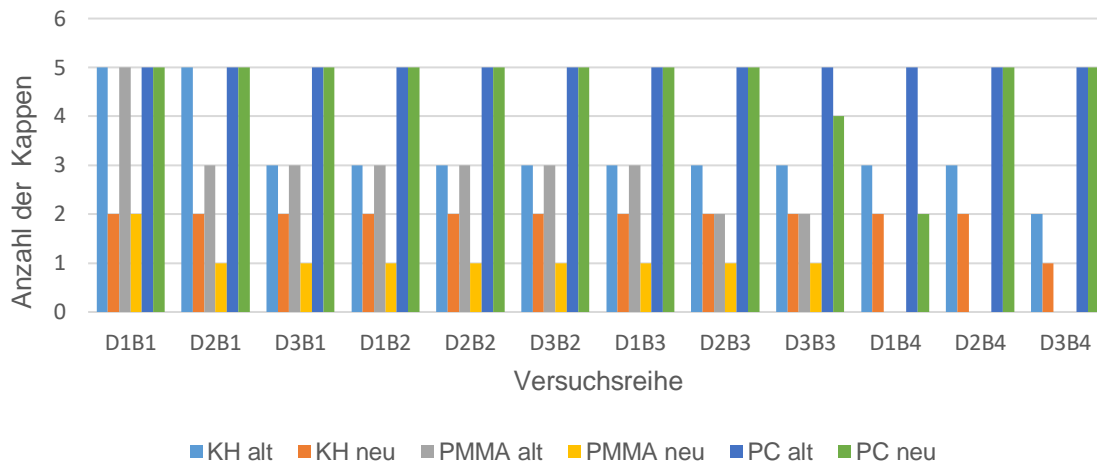


Abbildung 19: Anzahl der Kappen im Testverlauf D1B1 bis D3B4. Aufgetragen sind die Messungen und in Abhängigkeit davon die Anzahl der zur Verfügung stehenden Kappen. Es ist zu erkennen, dass im Verlauf der Versuchsreihe einige Kappen versagen, insbesondere „PMMA Rev.1“; bei der achten Friktionsmessung sind von fünf Kappen drei gebrochen. Bei D3B3 und D1B4 war das Applizieren bei einigen Kappen aus „PC Rev.2“ nicht möglich; bei „PC Rev.1“ war es für alle Bracket-Bogen Kombinationen möglich alle fünf Kappen auf die Brackets zu applizieren ohne ein Versagen der Kappen.

An dieser Stelle ist auch die unterschiedliche Passung der Kappen auf Bracket 1 bis Bracket 3 zu nennen. Einige Kappen ließen sich von Anfang an, andere im Verlauf der Versuche schlechter applizieren als andere. Lediglich die PC-Kappen wiesen eine konstant gute Passung auf. Außerdem konnten sie dem mehrmaligen Auf- und Absetzen am besten standhalten. Lediglich bei D3B3 und D1B4 ließen sich nicht alle „PC Rev.2“-Kappen aufsetzen. Sie sind dabei jedoch nicht zerbrochen. Vor allem bei den PMMA-Kappen war am Ende der Versuchsreihe bereits mit dem bloßen Auge eine deutliche Materialermüdung, im Sinne von Rissen im Material, zu erkennen. Das Applizieren auf Bracket 4 (Revision 20) war bei allen Kappen schwierig, bei manchen überhaupt nicht möglich.

6.2 Friktionsmessungen

Zur Untersuchung und Bestätigung der Kappenfunktion wurden Friktionsmessungen durchgeführt. Um die einzelnen Kunststoffe miteinander vergleichen zu können, wurde für jede Kappenart (KH-Rev.1, KH-Rev.2, PMMA-Rev.1, PMMA-Rev.2, PC-Rev.1, PC-Rev.2) der Mittelwert MW, die Standardabweichung SD, das Minimum Min, das Maximum Max, der Median sowie die obere und untere Konfidenzgrenze für 95% Konfidenzintervall berechnet. Die Anzahl zeigt an, wie viele Kappen für den jeweiligen Versuch verwendet wurden.

In folgenden Diagrammen und Tabellen sind die einzelnen Werte dargestellt. Kreise in den Boxplot-Diagrammen beschreiben milde Ausreißer, Sterne extreme Ausreißer. Nach jedem Material werden die wichtigsten Ergebnisse zusammengefasst. Alle Versuchsreihen, bei denen

weniger als fünf Kappen verwendet werden konnten, sind in der folgenden statistischen Auswertung berücksichtigt (z.B. Vergleich der Herstellungsverfahren).

Friktionswerte für Kunstharz-Rev.1-Kappen

Die Friktionswerte mit den KH-Rev.1-Kappen nehmen tendenziell im Laufe der Versuchsreihen ab. Auch weisen die Kappen, die auf die neuen Brackets appliziert wurden, durchgehend hohe Friktionswerte zwischen 1,335 N und 1,586 N) auf (**Abbildung 20** und **Tabelle 7**). Die Standardabweichung steigt von Bracket 1 (Draht 1: 0,074 N; Draht 2: 0,147 N; Draht 3: 0,176 N) zu Bracket 3 (Draht 1: 0,194 N; Draht 2: 0,032 N; Draht 3: 0,479 N) und fällt unter allen Kappen am geringsten aus. Die Friktionswerte liegen bei Bracket 1 bis 3 zwischen 0,060 N und 1,266 N und im Durchschnitt der Mittelwerte bei 0,621 N. Bracket 4 stellt als modifiziertes Modell eine Besonderheit dar und soll in Punkt 6.4 näher beschrieben werden. Bereits zu erwähnen ist, dass sowohl die Friktionswerte als auch die Standardabweichung bei Bracket 4 größer sind als bei den anderen drei Brackets. Allerdings konnten durch Verschleiß der Kappen nur noch drei bzw. zwei Kappen für die Friktionsversuche verwendet werden.

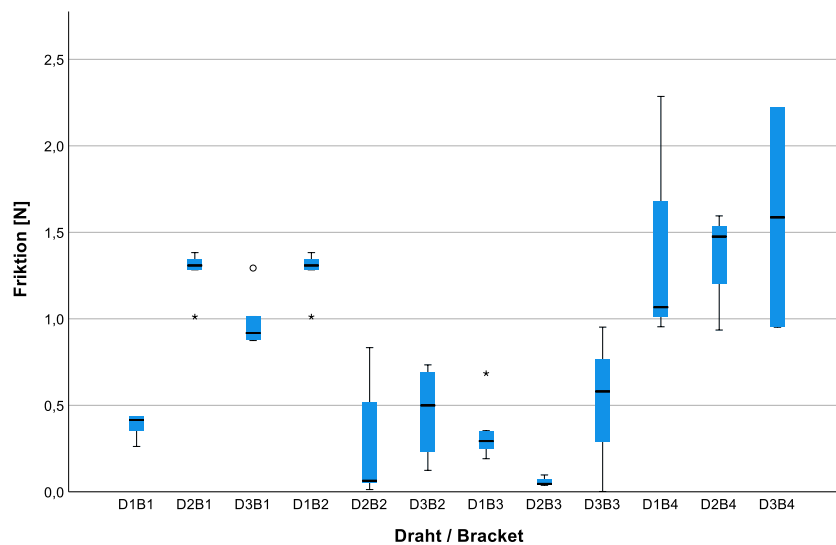


Abbildung 20: Grafische Darstellung der Friktionswerte von „KH-Rev.1“ im Verlauf der Versuchsreihe von D1B1 bis D3B4. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Kappen auf dem neuen Bracket B4, wesentlich höhere Friktionskräfte erzeugen. Die Bracket-Kappen Kombinationen auf Brackets der Revision 15 zeigen sich uneinheitlich in ihrem Verhalten, nehmen jedoch im Lauf der Versuchsreihen ab.

Tabelle 7: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „KH-Rev.1“.

Friktion KH-Rev.1									
Bracket	Draht	Anzahl n	MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	95,0% Konfidenzintervall [N]	
								Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	5	0,379	0,074	0,262	0,434	0,415	0,434	0,434
	D2	5	1,266	0,147	1,011	1,383	1,308	1,345	1,383
	D3	5	0,995	0,176	0,874	1,293	0,918	1,014	1,293
B2	D1	5	1,266	0,147	1,011	1,383	1,308	1,345	1,383
	D2	5	0,297	0,365	0,013	0,833	0,064	0,520	0,833
	D3	4	0,464	0,281	0,124	0,734	0,499	0,652	0,734
B3	D1	5	0,354	0,194	0,191	0,684	0,293	0,353	0,684
	D2	3	0,060	0,032	0,038	0,097	0,046	0,046	0,097
	D3	3	0,511	0,479	0,002	0,952	0,580	0,580	0,952
B4	D1	3	1,436	0,738	0,954	2,286	1,067	1,067	2,286
	D2	3	1,335	0,351	0,935	1,595	1,475	1,475	1,595
	D3	2	1,586	0,898	0,952	2,221	1,586	0,952	2,221

Friktionswerte für Kunstharz-Rev.2-Kappen

Obwohl von den neuen KH-Kappen nur zwei für die Versuchsreihe zur Verfügung standen, ist derselbe Trend wie bei „KH-Rev.1“ zu erkennen. Die Friktionswerte werden im Laufe der Versuchsreihe kleiner. Der gemessene Mittelwert bei der Versuchsreihe B1D1 betrug 0,937 N. Im Verlauf zu B3D1 reduzierte sich der Wert auf 0,223 N. Bei der Versuchsreihe B1D2 zu B3D2 reduzierte sich der Wert von 0,435 N zu 0,338 N und bei B1D3 zu B3D3 von 0,951 N zu 0,761 N. Bei Bracket 4 verringern sich der Mittelwert der Friktionswerte ebenfalls von 1,610 N auf 0,863 N.). Dies ist in **Abbildung 21** dargestellt.

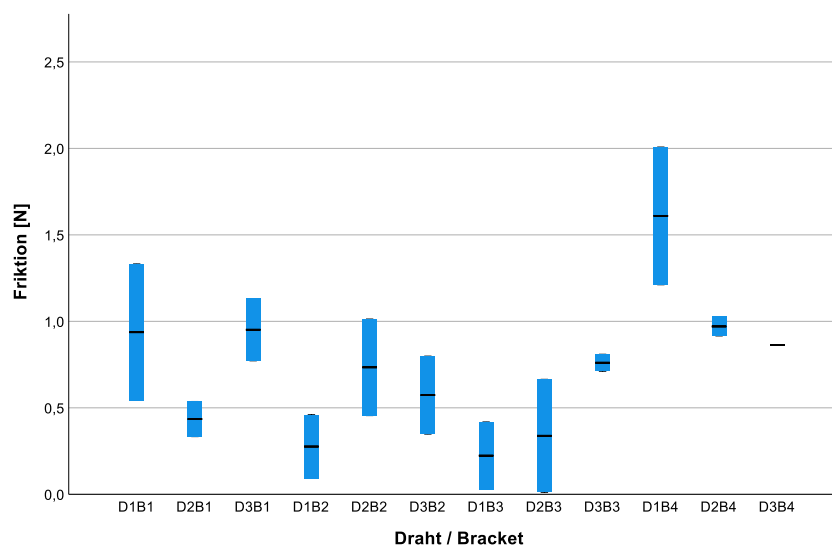


Abbildung 21: Darstellung der Friktionswerte von „KH-Rev.2“ im Verlauf der Versuchsreihe von D1B1 bis D3B4; von links nach rechts mit zunehmendem Verschleiß und daraus resultierendem Abfall der Friktionswerte. B4 zeigt deutlich höhere Friktionswerte.

Tabelle 8: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „KH-Rev.2“.

Bracket	Draht	Anzahl n	Friktion KH-Rev.2					95,0% Konfidenzintervall	
			MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	[N]	
								Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	2	0,937	0,558	0,543	1,332	0,937	0,543	1,332
	D2	2	0,435	0,144	0,333	0,537	0,435	0,333	0,537
	D3	2	0,951	0,254	0,772	1,131	0,951	0,772	1,131
B2	D1	2	0,276	0,260	0,092	0,460	0,276	0,092	0,460
	D2	2	0,734	0,395	0,455	1,013	0,734	0,455	1,013
	D3	2	0,574	0,319	0,348	0,799	0,574	0,348	0,799
B3	D1	2	0,223	0,275	0,029	0,418	0,223	0,029	0,418
	D2	2	0,338	0,462	0,012	0,665	0,338	0,012	0,665
	D3	2	0,761	0,069	0,712	0,810	0,761	0,712	0,810
B4	D1	2	1,610	0,563	1,212	2,008	1,610	1,212	2,008
	D2	2	0,971	0,078	0,916	1,026	0,971	0,916	1,026
	D3	1	0,863	.	0,863	0,863	0,863	.	.

Die Standardabweichung ist aufgrund der geringen Anzahl an Versuchskappen nur unzureichend zu beurteilen. **Tabelle 8** zeigt die vergleichsweise hohen Werte, die für Bracket 1-3 im Durchschnitt 82 % größer sind als bei „KH-Rev.1“.

Die Friktionswerte bei Bracket 1-3 liegen zwischen 0,223 N und 0,951 N und im Durchschnitt der Mittelwerte bei 0,581 N. Bracket 4 weist erneut höhere Friktionswerte auf. Diese liegen zwischen 0,863 und 1,610 N.

Friktionswerte für PMMA-Rev.1-Kappen

Aufgrund der zahlreichen Brüche bei den Kappen „PMMA-Rev.1“, konnten nur wenige Kappen für die Versuchsreihe verwendet werden. Die steigenden Mittelwerte und die abfallenden Standardabweichungen lassen das Nachlassen der Festigkeit der Kappen im Verlauf der Versuchsreihe erkennen (**Abbildung 22** und **Tabelle 9**).

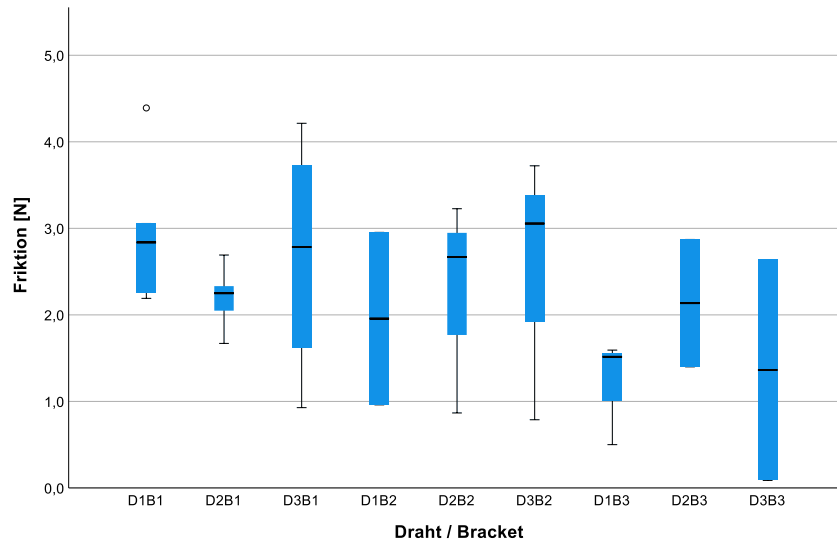


Abbildung 22: Grafische Darstellung der Friktionswerte von „PMMA-Rev.1“ im Verlauf der Versuchsreihe D1B1 bis D3B4; von links nach rechts mit zunehmendem Verschleiß und daraus resultierendem Abfall der Friktionswerte.

Tabelle 9: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „PMMA-Rev.1“; Hervorhebung der Mittelwerte und Standardabweichungen im Verlauf der Versuchsreihe mit D3; Die Mittelwerte werden weniger, die Standardabweichung größer.

Friktion PMMA-Rev.1									
Bracket	Draht	Anzahl n	MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	95,0% Konfidenzintervall [N]	
								Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	5	2,946	0,889	2,191	4,391	2,838	3,056	4,391
	D2	5	2,199	0,376	1,670	2,692	2,250	2,332	2,692
	D3	4	2,678	1,399	0,928	4,214	2,784	3,246	4,214
B2	D1	3	2,287	1,149	0,960	2,954	2,948	2,948	2,954
	D2	3	2,254	1,234	0,867	3,227	2,669	2,669	3,227
	D3	3	2,522	1,538	0,788	3,722	3,056	3,056	3,722
B3	D1	3	1,203	0,610	0,500	1,593	1,516	1,516	1,593
	D2	2	2,136	1,041	1,399	2,872	2,136	1,399	2,872
	D3	2	1,363	1,805	0,087	2,640	1,363	0,087	2,640

Insgesamt fielen die Friktionswerte deutlich höher aus als bei den Kappen aus Kunstharz (Durchschnitt aller Mittelwerte: 2,176 N). Bei der Versuchsreihe mit Bracket 1 lagen die Werte zwischen 2,199 N und 2,946 N. Die Standardabweichung lag zwischen 0,376 N und 1,399 N. Die Versuchsreihe mit Bracket 2 konnte nur noch mit drei Kappen durchgeführt werden. Die Friktionswerte wurden dabei kleiner und lagen zwischen 2,254 N und 2,522 N. Die Standardabweichung wurde größer und befand sich zwischen 1,149 N und 1,538 N. Am Ende der Versuchsreihe mit Bracket 3 standen nur noch zwei Kappen zur Verfügung. Die Mittelwerte wurden erneut kleiner und lagen zwischen 1,203 N und 2,136 N. Die Standardabweichung hatte bei den letzten Versuchen mit Draht 3 mit 1,805 N den höchsten Wert der Versuchsreihe. Zu Bracket 4 konnte keine Aussage getroffen werden, da sich keine der PMMA-Kappen auf das Bracket 4 applizieren ließ.

Friktionswerte für PMMA-Rev.2-Kappen

Wie in **Tabelle 10** ersichtlich konnte schon ab der dritten Versuchsreihe nur noch eine Kappe der PMMA-Rev.2-Kappen getestet werden. Aus diesem Grund sollten die Ergebnisse aus **Abbildung 23** nur als Näherung angesehen werden.

Der Durchschnitt aller Mittelwerte der Versuchsreihen lag bei 2,259 N und ist damit über 3,5-fach so hoch wie die ursprünglichen KH-Rev.1-Kappen.

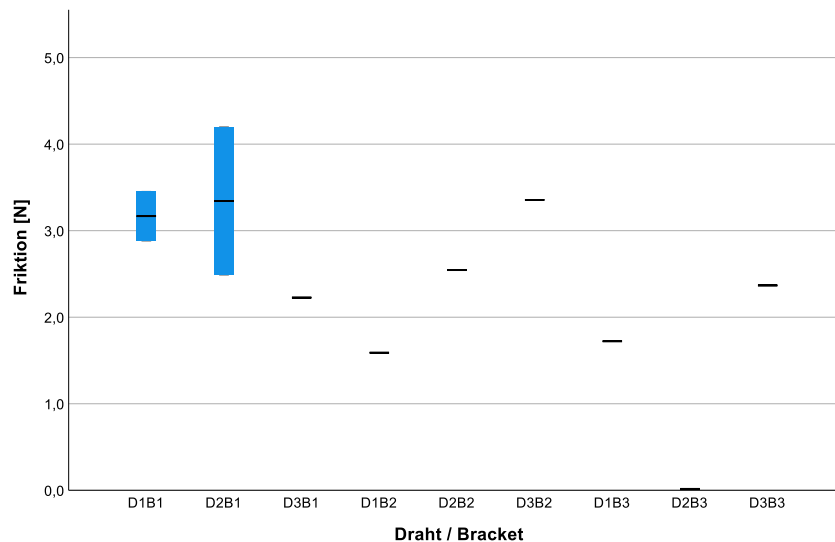


Abbildung 23: Grafische Darstellung der Friktionswerte von „PMMA-Rev.2“ im Verlauf der Versuchsreihe von D1B1 bis D3B4; ab D3B1 stand nur noch eine Kappe zur Verfügung, weshalb die Werte als Näherung gesehen werden sollten.

Tabelle 10: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „PMMA Rev.2“.

Bracket	Draht	Anzahl n	Friktion PMMA-Rev.2					95,0% Konfidenzintervall	
			MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	2	3,168	0,403	2,883	3,453	3,168	2,883	3,453
	D2	2	3,343	1,207	2,490	4,197	3,343	2,490	4,197
	D3	1	2,227	.	2,227	2,227	2,227	.	.
B2	D1	1	1,590	.	1,590	1,590	1,590	.	.
	D2	1	2,544	.	2,544	2,544	2,544	.	.
	D3	1	3,355	.	3,355	3,355	3,355	.	.
B3	D1	1	1,722	.	1,722	1,722	1,722	.	.
	D2	1	0,016	.	0,016	0,016	0,016	.	.
	D3	1	2,367	.	2,367	2,367	2,367	.	.

Eine relevante Auswertung der Friktionswerte von „PMMA-Rev.2“ war damit nicht möglich. Ungeachtet dessen weisen die wenigen untersuchten Kappen deutlich höhere Werte auf, als die ursprünglichen Kappen aus Kunstharz (siehe **Tabelle 10**).

Friktionswerte für PC-Rev.1-Kappen

Der Abwärtstrend der Friktionswerte im Verlauf der Versuchsreihe ist bei „PC Rev.1“ deutlich schwächer zu erkennen (siehe **Abbildung 24**). Die Werte liegen zwischen 1,751 N und 3,875 N (MW) und zeigen im Verlauf deutlich mehr Konstanz als die Kappen aus KH oder PMMA. Außerdem ist keine der Kappen gebrochen oder auffallend verschlissen. Es konnte die gesamte Versuchsreihe mit fünf Kappen getestet werden.

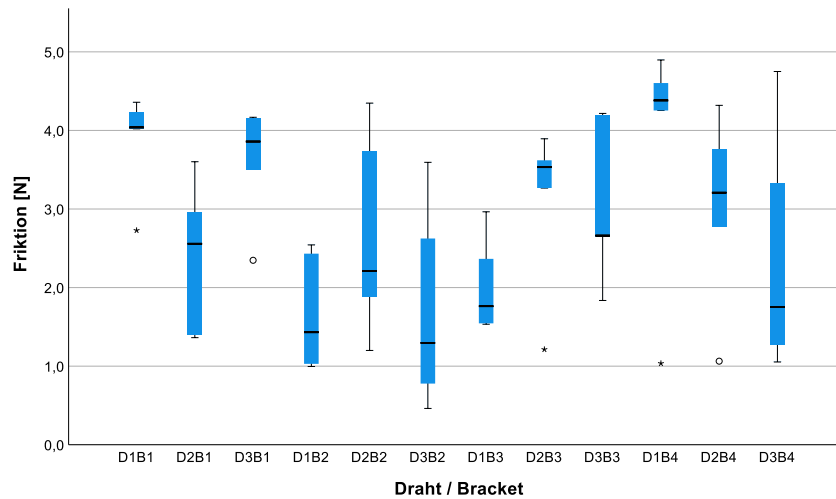


Abbildung 24: Grafische Darstellung der Friktionswerte von „PC-Rev.1“ im Verlauf der Versuchsreihe von D1B1 bis D3B4; deutlich schwächerer Abfall der Friktionswerte aufgrund von weniger Verschleiß der Kappen.

Die Standardabweichung war vor allem bei Bracket 2 (SD [N]: 0,752, 1,318, 1,321) und Bracket 4 (SD [N] 1,584, 1,241, 1,572) erhöht (siehe **Tabelle 11**). Dies ergibt für Bracket 2 einen Mittelwert von 1,130 N und für Bracket 4 einen Mittelwert von 1,466 N. Im Vergleich dazu lag der Mittelwert der Standardabweichungen von Bracket 1 und 3 bei 0,797 N bzw. 0,918 N.

Tabelle 11: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „PC-Rev.1“.

Bracket	Draht	Anzahl n	Friktion PC-Rev.1					95,0% Konfidenzintervall	
			MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	[N]	
								Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	5	3,875	0,657	2,728	4,359	4,039	4,231	4,359
	D2	5	2,375	0,982	1,363	3,602	2,558	2,957	3,602
	D3	5	3,607	0,754	2,347	4,167	3,859	4,154	4,167
B2	D1	5	1,686	0,752	0,996	2,543	1,432	2,432	2,543
	D2	5	2,677	1,318	1,200	4,348	2,210	3,741	4,348
	D3	5	1,751	1,321	0,462	3,594	1,296	2,625	3,594
B3	D1	5	2,034	0,620	1,534	2,964	1,764	2,366	2,964
	D2	5	3,105	1,081	1,213	3,894	3,533	3,620	3,894
	D3	5	3,112	1,054	1,836	4,217	2,662	4,197	4,217
B4	D1	5	3,834	1,584	1,035	4,897	4,382	4,603	4,897
	D2	5	3,026	1,241	1,064	4,319	3,208	3,763	4,319
	D3	5	2,430	1,572	1,053	4,750	1,753	3,324	4,750

Friktionswerte für PC-Rev.2-Kappen

Auch bei der neuen Form sind keine großen Verluste der Friktionskraft im Verlauf der Versuchsreihe zu erkennen (siehe **Abbildung 25**). Die Standardabweichungen fallen, wie in **Tabelle 12** zu sehen, geringer aus als bei „PC-Rev.1“ (im Durchschnitt: SD „PC-Rev.1“: 1,078; SD „PC-Rev.2“: **0,772**).

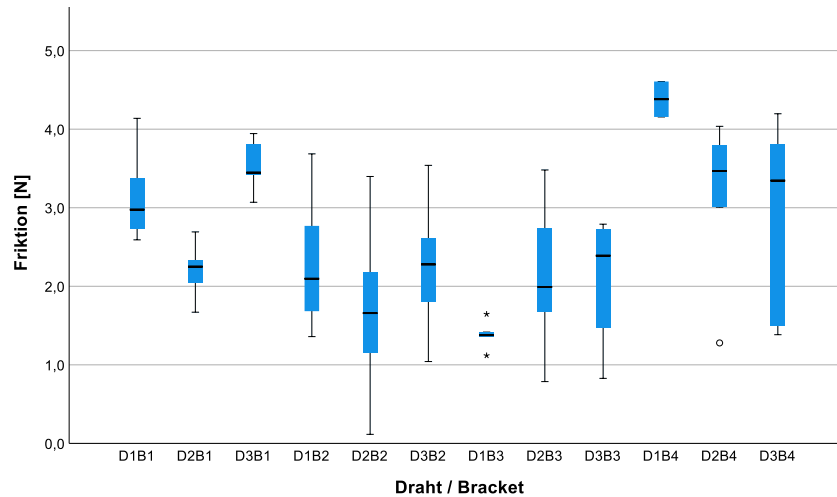


Abbildung 25: Grafische Darstellung der Friktionswerte von „PC-Rev.2“ im Verlauf der Versuchsreihe von D1B1 bis D3B4.

Die höhere Beständigkeit der PC-Kappen beim mehrmaligen Auf- und Absetzen der Kappen spiegelte sich auch in den Friktionswerten wider. Die Friktionswerte von PC sind, wie exemplarisch an Versuch D1B3 und D2B1 in **Tabelle 13** zu sehen, konstant zwischen 1,12 N und 3,6 N.

Tabelle 12: Ergebnisse der Friktionsmessungen für „PC-Rev.2“.

Friktion PC-Rev.2									
Bracket	Draht	Anzahl n	MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	95,0% Konfidenzintervall [N]	
								Untergrenze	Obergrenze
B1	D1	5	3,164	0,621	2,591	4,138	2,976	3,378	4,138
	D2	5	2,199	0,376	1,670	2,692	2,250	2,332	2,692
	D3	5	3,537	0,345	3,070	3,944	3,447	3,803	3,944
B2	D1	5	2,319	0,928	1,359	3,685	2,096	2,769	3,685
	D2	5	1,699	1,217	0,115	3,398	1,658	2,176	3,398
	D3	5	2,256	0,930	1,042	3,540	2,279	2,617	3,540
B3	D1	5	1,385	0,187	1,118	1,646	1,378	1,417	1,646
	D2	5	2,133	1,028	0,787	3,480	1,991	2,734	3,480
	D3	4	2,100	0,896	0,828	2,791	2,390	2,662	2,791
B4	D1	2	4,381	0,319	4,156	4,607	4,381	4,156	4,607
	D2	5	3,116	1,096	1,279	4,036	3,468	3,788	4,036
	D3	5	2,846	1,319	1,384	4,196	3,345	3,809	4,196

Sowohl die Beständigkeit der Friktionswerte als auch die Beständigkeit der Kappen, konstante Friktionswerte über 1,3 N (MW) zu erzeugen, sind dabei hervorzuheben. Der Abfall der Friktionswerte fällt im Verlauf der Versuchsreihe deutlich geringer aus. Der Durchschnitt der Mittelwerte betrug bei Bracket 1 2,967 N, bei Bracket 2 2,091 N und bei Bracket 3 bei 1,873 N. Der Durchschnitt der Mittelwerte lag bei Bracket 4 bei 3,448 N.

Tabelle 13: Friktionsmittelwerte in N der einzelnen Kappen a-e („PC-Rev.1“ und „PC-Rev.2“) für die Versuchsgruppe D1B3 und D2B1, alle Kappen erzeugen Friktionskräfte über 1,3 N.

Material	Kappe	D1B3 (Friktionskraft in N)	D2B1 (Friktionskraft in N)
PC-Rev.1	a	1,54	1,36
	b	2,96	2,96
	c	1,53	3,60
	d	2,36	1,40
	e	1,76	2,56
PC-Rev.2	a	1,64	2,05
	b	1,42	2,25
	c	1,38	2,33
	d	1,36	2,69
	e	1,12	1,67

Auch wenn bei den PMMA und KH- Versuchen teilweise weniger Kappen verwendet wurden, sind die Tendenzen und Unterschiede doch zu erkennen.

Die Liniendiagramme in **Abbildung 26** und **Abbildung 27** zeigen die Friktionswerte für die Versuchsreihen D1B3 und D2B1. Es wird noch einmal deutlich, dass „PC-Rev.2“ im Vergleich zu den anderen Kappen die geringste Streuung der Verläufe aufweist. Die Abbildungen befinden sich für eine bessere Übersicht auch im Anhang.

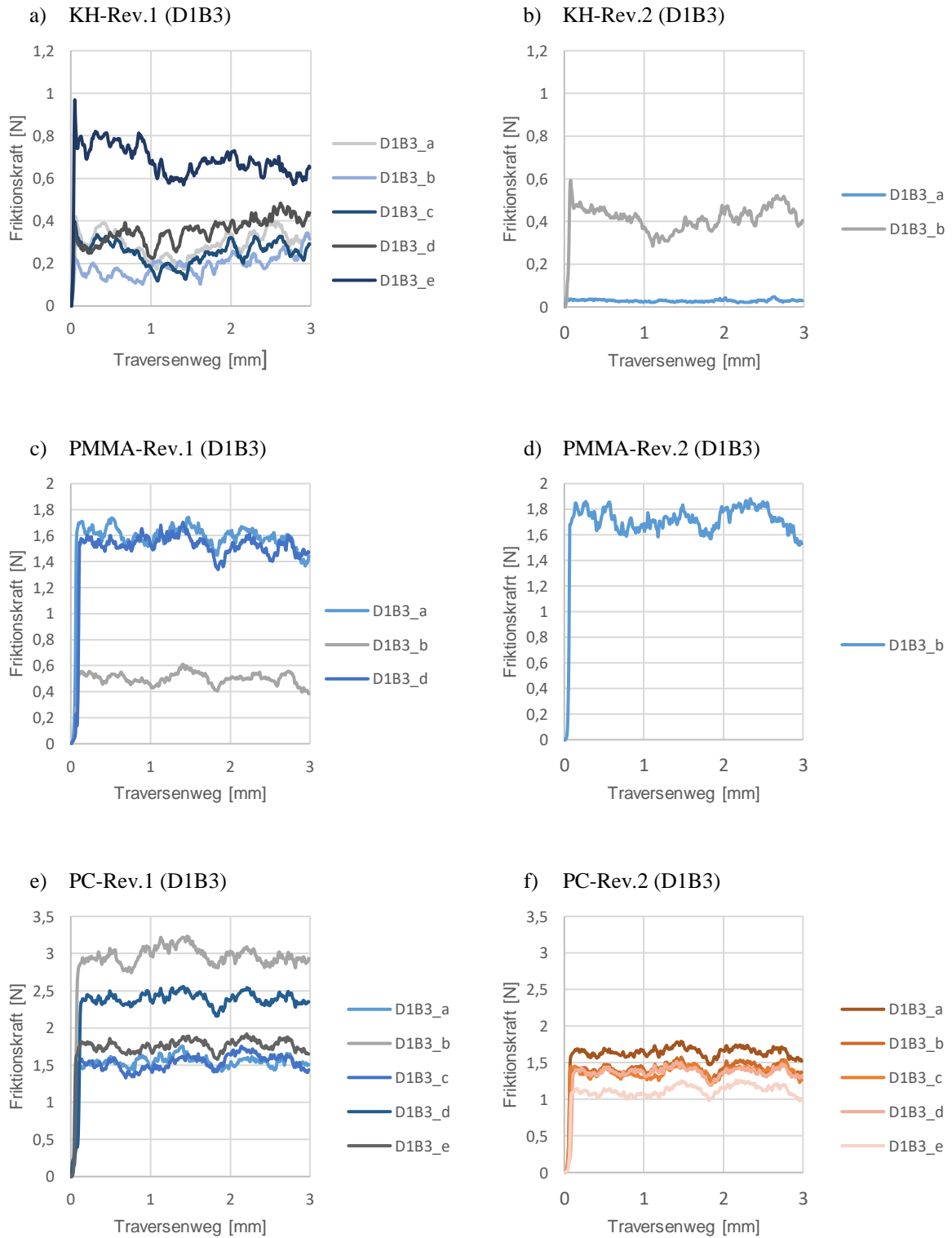


Abbildung 26: Messwerte der verschiedenen Kappen für die Testreihe D1B3; „PC-Rev.1“ und vor allem „PC-Rev.2“ (rot markiert) zeigen die konstantesten Werte.

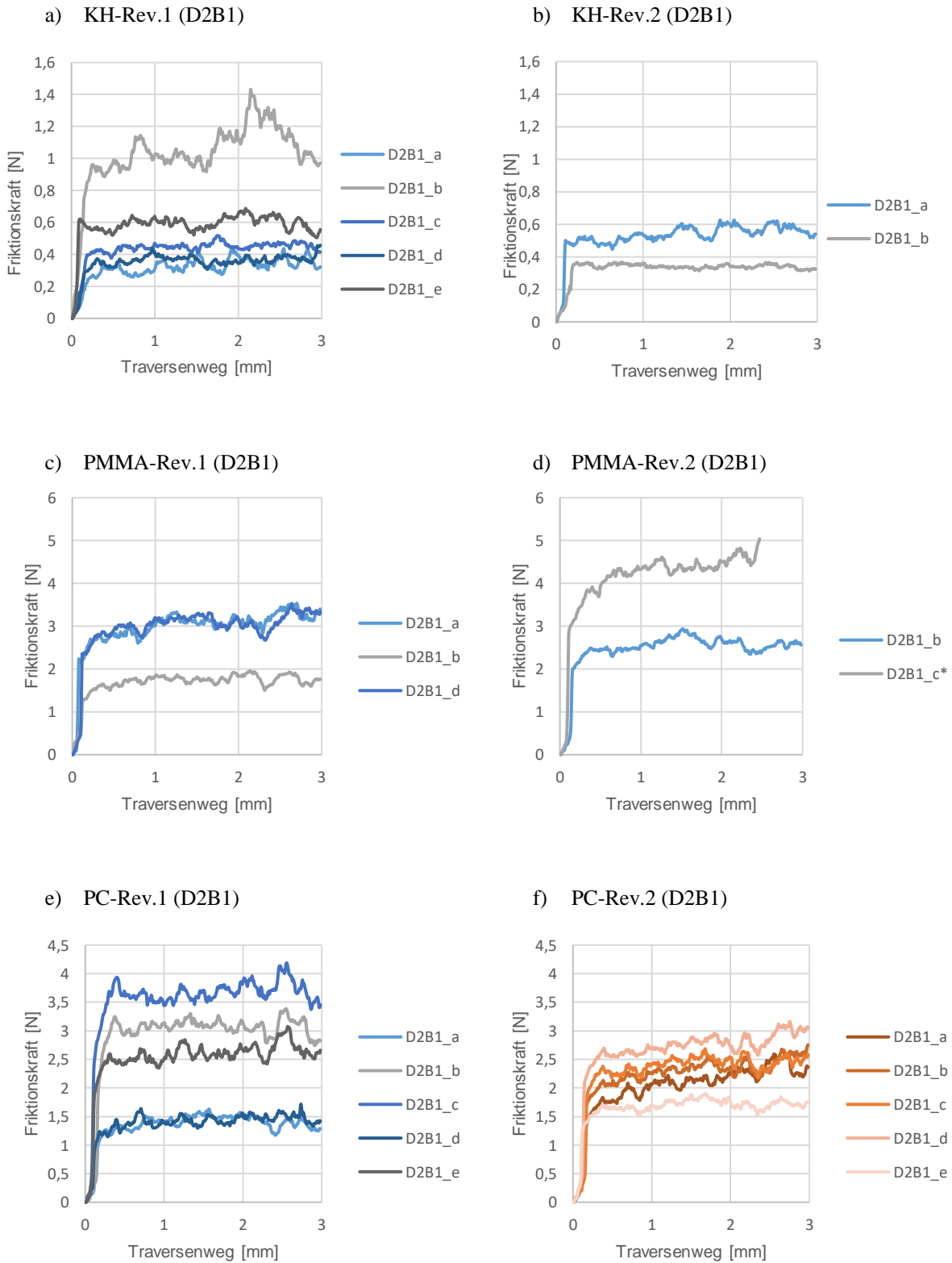


Abbildung 27: Messwerte der verschiedenen Kappen für die Testreihe D2B1; „PC-Rev.1“ (e) und vor allem „PC-Rev.2“ (f) zeigen die konstantesten Werte.

6.3 Statistische Beurteilung der Friktionsmessungen

Nach der Aufzählung der Ergebnisse soll nun statistisch dargestellt werden, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen der vielversprechendsten Kappe „PC Rev.2“ und der ursprünglichen Kappe „KH-Rev.1“ gibt. Dabei wird der Einfluss der Formänderung der Kappe und des Materials verglichen. Des Weiteren folgt ein direkter Vergleich der erzeugten Friktionswerte von „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“ sowie der „PC-Rev.2“ Kappen untereinander.

6.3.1 Einfluss von Form, Material und Herstellung auf die erzeugte Friktion

Um zu prüfen, ob sich die Formänderung (Rev.1/ Rev.2) und das Material signifikant auf die Friktionskräfte auswirken, wurden die gemessenen Friktionswerte der einzelnen Kappen der verschiedenen Materialien zusammengefasst und in **Tabelle 14** auf signifikante Unterschiede untersucht. Die Friktion der Kappen mit der alten Form aus PC (PC-Rev.1) unterschied sich signifikant von den KH-Rev.1 Kappen ($p < 0,001$). Dasselbe gilt für die PMMA-Rev.1 Kappen ($p < 0,001$). Die Kappen mit der neuen Form (Rev.2) aus PC ($p < 0,001$) und PMMA ($p = 0,005$) unterschieden sich ebenso signifikant von KH-Rev.1. Revision 1 und Revision 2 der Kunstharzkappen unterschieden sich hingegen nicht voneinander ($p = 0,993$).

Tabelle 14: Vergleich der Kappen untereinander. Dargestellt sind die statistischen Ergebnisse der Hypothesenuntersuchung; bei hohen Werten unterscheiden sich die Muster nicht voneinander; bei kleinen Zahlen besteht ein großer Unterschied.

Kappen	KH-Rev.1	KH-Rev.2	PMMA Rev.1	PMMA Rev.2	PC Rev.1	PC Rev.2
KH-Rev.1						
KH-Rev.2	0,993					
PMMA-Rev.1	<0,001	<0,001				
PMMA-Rev.2	0,005	0,004	0,995			
PC-Rev.1	<0,001	<0,001	0,161	0,891		
PC-Rev.2	<0,001	<0,001	0,872	1,000	0,773	

Auch die Kappen aus PMMA unterschieden sich zwischen Rev.1 und Rev.2 ($p = 0,995$) nicht voneinander. Die Form der Kappen hatte auch für PC keinen signifikanten Einfluss ($p = 0,773$) auf die gemessenen mittleren Friktionswerte. Die Kappen der Revision 1 zeigten keine statistisch signifikanten Abweichungen zwischen PC und PMMA ($p = 0,161$). Gleiches ist für die neu geformten Kappen ($p = 1,000$) gültig. Zur Verdeutlichung sind die zuvor beschriebenen Friktionswerte in **Abbildung 28** grafisch dargestellt. Es ist erkennbar, dass die gefrästen Kappen deutlich höhere Friktionswerte erzeugen als die gedruckten Kappen. Innerhalb des jeweiligen Materials unterscheiden sich Rev.1 und Rev.2 nicht voneinander.

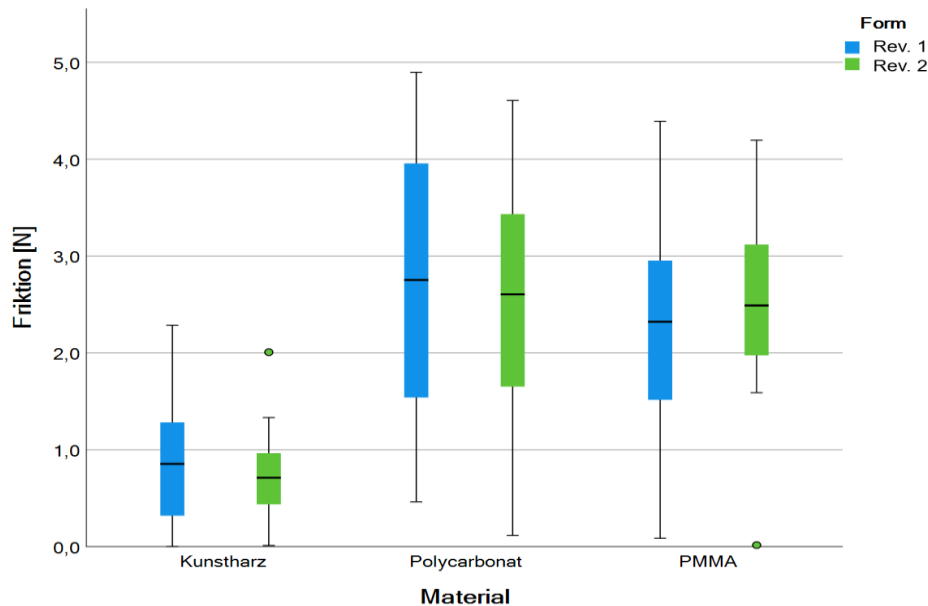


Abbildung 28: Grafische Darstellung der Friktionswerte der verschiedenen Materialien aufgeteilt in alte (Rev.1) und optimierte Form (Rev.2). PC und PMMA zeigen deutlich größere Friktionskräfte als KH.

Da die Kappen aus PMMA und PC im CAD/CAM-Verfahren, die Kunstharz Kappen dagegen mittels additiver Fertigung hergestellt wurden, wurde die Herstellungsart in die statistische Beurteilung mit einbezogen.

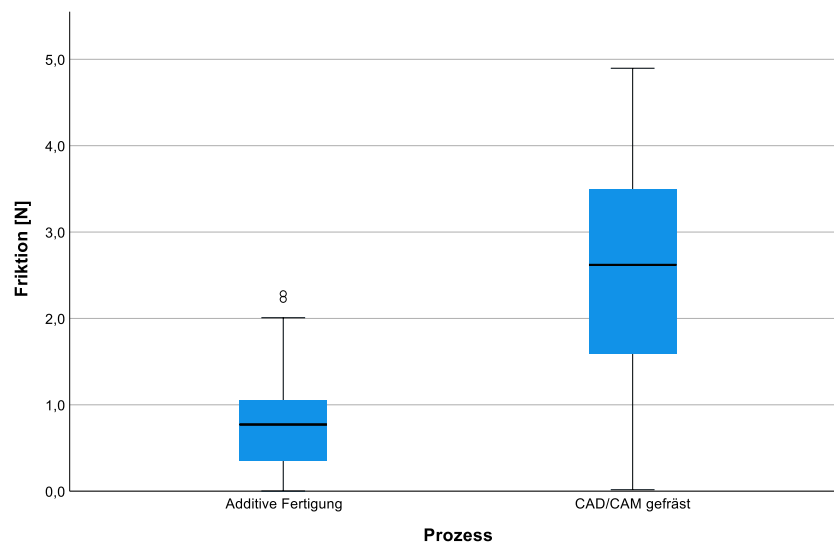


Abbildung 29: Grafische Darstellung der Friktionswerte von gedruckten und gefrästen Kappen mit höheren Friktionswerten und größerer Varianz rechts.

Abbildung 29 zeigt, dass im Mittel höhere Friktionswerte bei den gefrästen Kappen erreicht werden. In **Tabelle 15** sind die Anzahl der verwendeten Kappen, der Mittelwert und die Standardabweichung aufgeführt. Der Friktionsmittelwert ist bei den im CAD/CAM-Verfahren hergestellten Kappen mit 2,565 N mehr als dreimal so hoch wie bei den gedruckten Kappen (0,765N). Die gedruckten Kappen und die gefrästen Kappen unterscheiden sich signifikant voneinander ($p < 0,001$).

Tabelle 15: signifikante Werte für den Vergleich der Herstellungsverfahren.

Prozess	Anzahl	MW	SD	Sig
3D- Druck	71	0,765 N	0,531	p < 0,001
CAD/CAM	156	2,565 N	1,156	

Das Material und der damit zusammenhängende Herstellungsprozess scheinen einen signifikanten Einfluss auf die Friktionswerte zu haben.

6.3.2 Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“

Für den statistischen Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“ wurden alle vorhandenen Kappen der jeweiligen Art mit einbezogen. **Abbildung 30** zeigt die grafische Darstellung der Friktionswerte aller „KH-Rev.1“- und „PC-Rev.2“- Kappen. Die Kappen aus PC erzeugen höhere Friktionswerte als die Kappen aus KH. Die Streuung ist bei PC größer als bei KH.

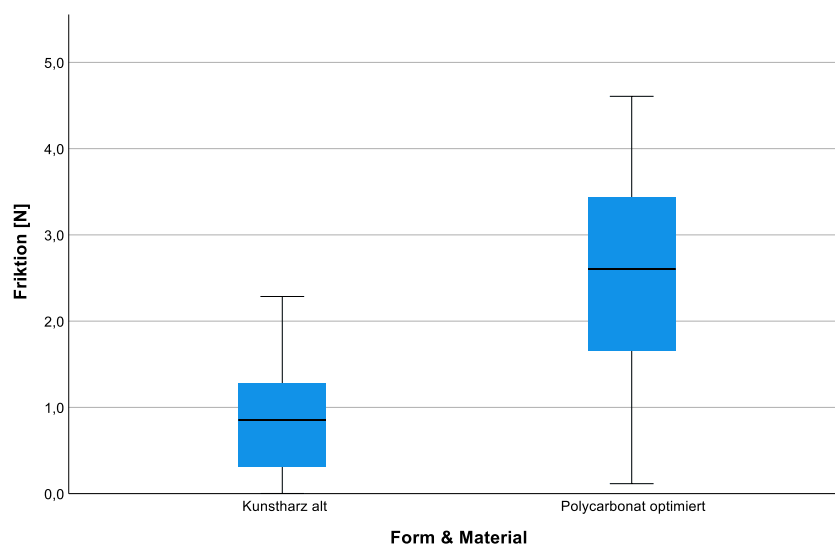


Abbildung 30: Grafische Darstellung der Friktionswerte für die Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“ mit höheren Friktionswerten rechts; Die Kappen „PC-Rev.2“ unterscheiden sich signifikant von den Kappen „KH-Rev.1“.

Tabelle 16: signifikante Werte für den Vergleich von „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“; die Friktionsverteilung unterscheidet sich bei beiden Kappen signifikant; der Mittelwert der Kappen „PC-Rev.2“ beträgt über das 3-fache des Mittelwerts der „KH-Rev.1“- Kappen. Die Standardabweichung ist bei „PC-Rev.2“ fast doppelt so hoch.

Kappe	Anzahl	MW	SD	Sig
KH-Rev.1	48	0,788 N	0,565	p < 0,001
PC-Rev.2	56	2,508 N	1,069	

Der Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“ ist in **Tabelle 16** dargestellt. Sie zeigt die Anzahl der Kappen, die Mittelwerte und die Standardabweichung. Die Kappen unterscheiden sich signifikant voneinander (p<0,001). Die Kappen „PC-Rev.2“ wiesen im Durchschnitt

eine Friktion von 2,508 N auf, die Kappen „KH-Rev.1“ 0,788 N. Die Standardabweichung war bei „PC-Rev.2“ mit 1,069 N fast doppelt so groß wie bei „KH-Rev.1“.

Die graphische Darstellung der einzelnen Kappen „KH-Rev.1“ zeigt, dass die Friktionswerte bei allen Kappen (a-e) unter 1,5 N liegen (**Abbildung 31**).

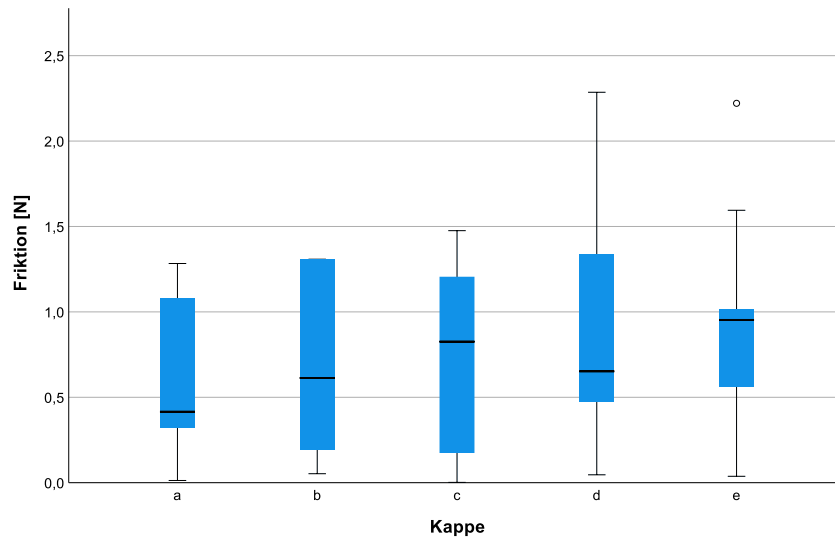


Abbildung 31: Friktionswerte der einzelnen Kappen „KH-Rev.1“; die Werte liegen im Durchschnitt unter 1,5 N.

Bei den „PC-Rev.2“ Kappen zeigten sich hingegen deutlich höhere Friktionskräfte (**Abbildung 32**). Alle Kappen weisen Friktionswerte über 1 N auf.

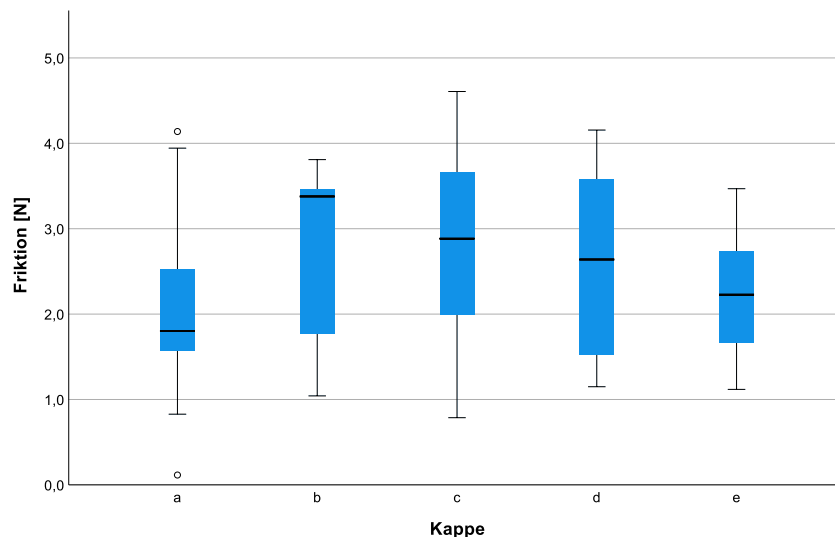


Abbildung 32: Friktionswerte der einzelnen Kappen „PC-Rev.2“; die Werte liegen im Durchschnitt über 1,5 N.

In **Tabelle 17** und **Tabelle 18** wurden die Populationen der Kappen „KH-Rev.1“ und „PC-Rev.2“ untereinander auf signifikante Unterschiede hin untersucht.

Bei der statistischen Auswertung zeigt sich, dass sich die Kappen einer Population bei beiden Materialien nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 17: Vergleich der Kappen „PC-Rev.2“ untereinander; die Kappen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

Kappen	a	b	c	d	e
a					
b	0,732				
c	0,518	0,994			
d	0,771	1,000	0,985		
e	0,988	0,860	0,624	0,896	

Tabelle 18: Vergleich der Kappen „KH-Rev.1“ untereinander; die Kappen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

Kappen	a	b	c	d	e
a					
b	1,000				
c	0,999	1,000			
d	0,881	0,947	0,941		
e	0,842	0,929	0,914	1,000	

6.4 Vergleich Brackets (Revision 15) / Bracket (Revision 20)

Die drei Brackets der Revision 15 sollten mit einem neuen, verbesserten Bracket Revision 20 hinsichtlich der erzielten Friktionswerte verglichen werden. Um das Ergebnis übersichtlich darzustellen, wurden die Probenarten in **Abbildung 33** zusammengefasst und nur nach Material unterteilt.

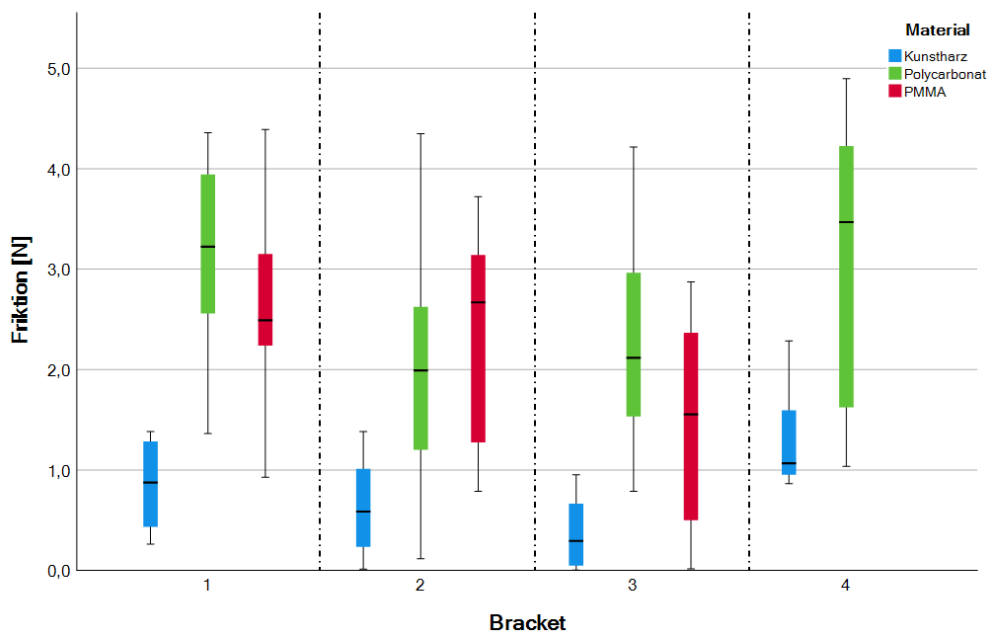


Abbildung 33: Vergleich der Friktionswerte der Brackets der Revision 15 (B1-B3) mit den Friktionswerten eines optimierten Brackets der Revision 20 (B4); Zur besseren Übersicht sind alle Kappen der einzelnen Kunststoffe zusammengefasst.

Die Friktionswerte sind bei Bracket 4 größer als bei den anderen drei Brackets. Außerdem scheint das neue Bracket die Varianz der PC-Kappen zu vergrößern. **Tabelle 19** macht deutlich, dass die Friktionswerte im Verlauf der Versuchsreihe von Bracket 1 bis Bracket 3 abnehmen. Vor allem die Mittelwerte von KH und PMMA machen dies deutlich (**KH [N]: 0,850, 0,642, 0,361; PMMA: 2,720, 2,390, 1,471**). Die Werte nehmen bei Kunstharz um ca. 58% ab, bei PMMA um ca. 46%. Die Standardabweichung betrug bei Kunstharz im Durchschnitt 0,424 N, bei Polycarbonat 1,075 und bei PMMA 0,984 N (Bracket 4 ausgenommen). Die Standardabweichungen von Kunstharz lagen demnach im Durchschnitt um mehr als 50 % unter dem von Polycarbonat und PMMA.

Tabelle 19: Friktionswerte der einzelnen Kunststoffe für Bracket 1-4, anhand der Anzahl der verwendeten Kappen ist zu erkennen, dass die Kappen aus Polycarbonat die geringsten Ermüdungserscheinungen aufwiesen (vgl. Kapitel 6.1).

Bracket	Material	Anzahl n	Friktion Brackets					95,0% Konfidenzintervall	
			MW [N]	SD [N]	Min [N]	Max [N]	Median [N]	Untergrenze	Obergrenze
B1	Kunstharz	21	0,850	0,393	0,262	1,383	0,876	1,293	1,383
	Polycarbonat	30	3,126	0,878	1,363	4,359	3,224	4,138	4,359
	PMMA	19	2,720	0,890	0,928	4,391	2,490	4,197	4,391
B2	Kunstharz	20	0,642	0,467	0,013	1,383	0,586	1,013	1,383
	Polycarbonat	30	2,065	1,071	0,115	4,348	1,992	3,540	4,348
	PMMA	12	2,390	1,051	0,788	3,722	2,809	3,227	3,722
B3	Kunstharz	17	0,361	0,316	0,002	0,952	0,293	0,712	0,952
	Polycarbonat	29	2,319	1,014	0,787	4,217	2,118	3,533	4,217
	PMMA	10	1,471	1,011	0,016	2,872	1,554	2,367	2,872
B4	Kunstharz	13	1,347	0,521	0,863	2,286	1,067	2,008	2,286
	Polycarbonat	27	3,149	1,337	1,035	4,897	3,468	4,382	4,897
	PMMA	0

Da es nicht möglich war, die PMMA-Kappen auf das Bracket 4 zu applizieren, konnten nur KH- und PC-Kappen für die Bewertung herangezogen werden. Beide Materialien verzeichnen höhere Friktionswerte als bei den Brackets zuvor. Durch den vorherigen Versuchsverlauf wiesen die Kappen bei Bracket 4 eine gewisse Abnutzung auf, was für die Bewertung der Friktionswerte berücksichtigt werden muss. **Abbildung 34** zeigt deutlich höhere Friktionswerte für das neue Bracket (Revision 20) (linke Seite).

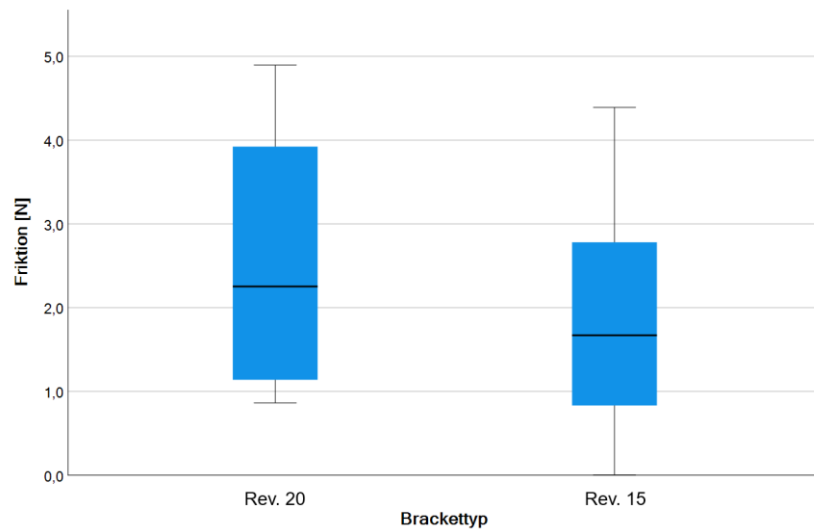


Abbildung 34: Grafischer Vergleich zwischen dem „alten“ (Revisionsstand 15) und dem „neuen“ Brackettyp (Revisionsstand 20) mit höheren Friktionswerten auf der linken Seite.

Das alte Bracket (Revision 15) und das neue Bracket (Revision 20) unterscheiden sich signifikant voneinander ($p < 0,01$).

7 Ergebnisse der FEM- Simulation

Bei der Simulation des Aufsteckmechanismus wurde die Kappe nur bis zu dem Punkt, an dem sich die Bracket-Flügel berührten und der größte Radius der Kappenflügel erreicht wurde, aufgesteckt. Ab diesem Punkt konvergierte die FE-Simulation nicht mehr und brach die Berechnungen ab. Dennoch konnte angenommen werden, dass die maximale Dehnung von Kappe und Bracket an diesem Punkt bereits erfolgte. Dies ist damit zu rechtfertigen, dass sich bei der Applikation zunächst größtenteils die Flügel des Brackets verformen, die Flügel der Kappe jedoch in einem geringeren Maße. Berühren sich die Flügel des Brackets wird jede weitere Verformung in den Flügeln der Kappe umgesetzt. Ist der größte Radius des Kappenflügels erreicht so wird anschließend dessen Dehnung wieder sinken.

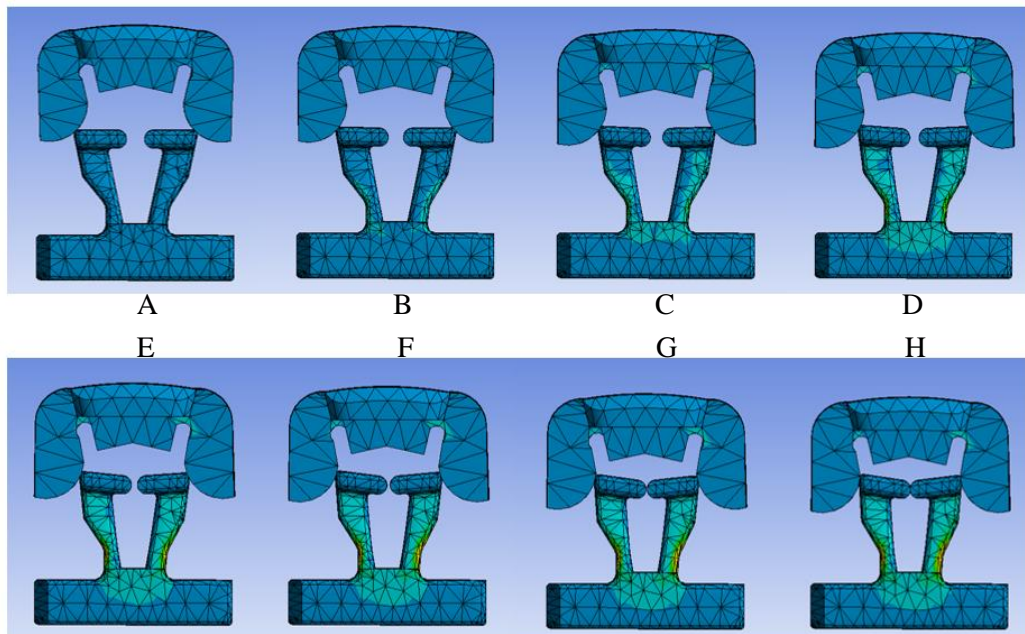


Abbildung 35: Ablauf des Aufsteckens der Kappe auf das Bracket in Einzelsequenzen aus der Simulation in ANSYS. Bei Berühren der Bracketflügel (Abb. G) verformt sich nur noch die applizierte Kappe.

In **Abbildung 35** ist der Ablauf des Aufsteckmechanismus der Kappe auf das Bracket als Bildsequenz beschrieben. In einer vergrößerten Aufnahme in **Abbildung 36** ist deutlich zu erkennen, dass die Spannung in den Querschnitten der Kappeninnenseite am größten ist. Beim Bracket weisen die Außenseiten der Bracketflügel am Übergang zur Basis die größte Spannung auf.

Die visuelle Ergebnisanalyse dieser Simulation zeigt deutlich, wo sich die Stellen, an denen die höchste Spannung auftritt, bei der Kappe und dem Bracket befinden (siehe **Abbildung 36**). Diese Stellen sind daher wahrscheinlich besonders versagensgefährdet. Eine Untersuchung der zerstörten KH- und PMMA-Kappen zeigte, dass diese hauptsächlich an den Querschnitten in der Kappeninnenseite gebrochen sind, was diese Aussage unterstützt.

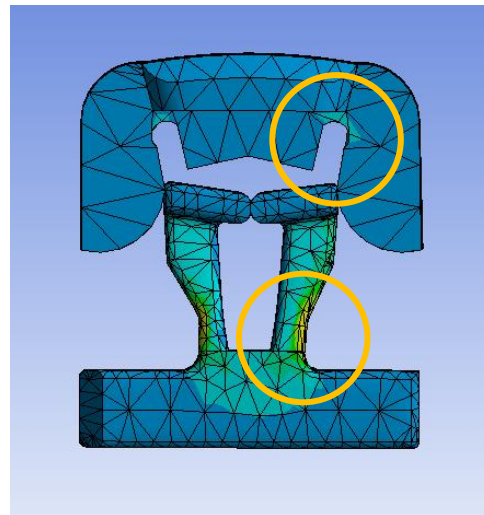


Abbildung 36: Stellen am Bracket mit der größten auftretenden Vergleichsspannung (orangene Kreise).

8 Ergebnisse des Applikators und der funktionellen Kette

Applikator

In **Abbildung 37** ist die Modellierung des Applikatorkopfes (A) und der fertige Applikator (B) dargestellt. Die Kappen ließen sich gut aufnehmen und anschließend auf das Bracket applizieren. Vor allem für das Aufstecken der Kappen während den Friktionsmessungen brachte der Applikator deutliche Erleichterung. Nach einigen Versuchen war auch das Abnehmen der Kappe problemlos möglich. **Abbildung 38** zeigt den ersten Entwurf des Applikators mit Nachladefunktion. Ein Applizieren der Kappen war damit jedoch nicht möglich.



Abbildung 37: A: Modellierung des Applikatorkopfes aus Pattern Resin und Wachs auf Mundspiegelhalterung; B: Fertiger Applikatorkopf mit Gewinde aus Remanium 2000.

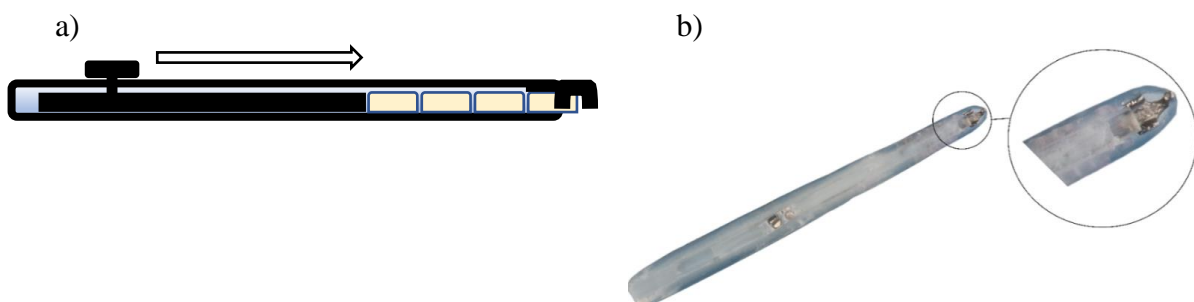


Abbildung 38: a) schematische Darstellung des Applikators mit Nachladefunktion; b) erster Prototyp des Applikators mit Nachladefunktion; die Vergrößerung stellt die Halterung der Kappe dar.

Funktionelle Kette

In **Abbildung 39** ist die Herstellung der funktionellen Kette aus Trägergummi und konventioneller Kette schematisch dargestellt. **Abbildung 40** zeigt den fertigen Prototypen. Aufgrund der ungenügenden Verklebung mit dem Cyanacrylat-Klebstoff konnte dieser Prototyp der Kette nicht für weitere Studien verwendet werden. Bei stärkerem Ziehen an der Kette hat sich der Trägergummi gelöst.

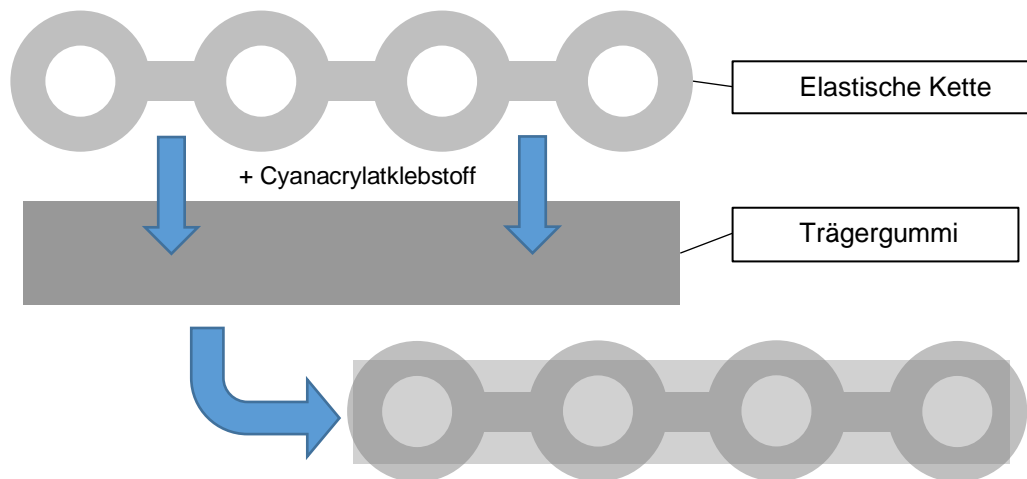


Abbildung 39: Schematische Darstellung der Herstellung der funktionellen Kette aus Trägergummi und konventioneller elastischer Kette verklebt mit Cyanacrylat- Klebstoff.

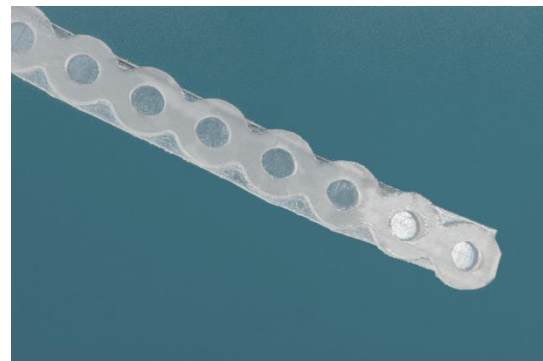
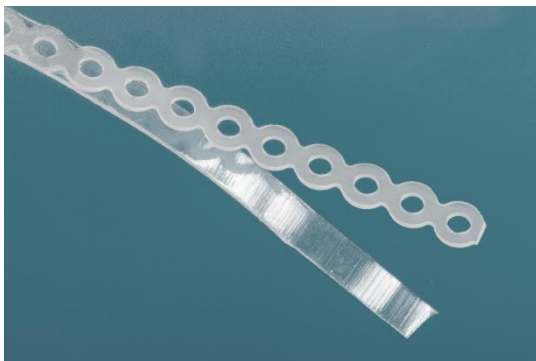


Abbildung 40: Verkleben der elastischen Kette und dem Trägergummi mit Cyanacrylat- Klebstoff.

Abbildung 41 zeigt die zweite Variante der Kette bestehend aus dem Trägergummi und den aufgeklebten Kappen (hier „KH-Rev.1“). Bei zu starker Zugbelastung haben sich die Kappen von dem Trägergummi gelöst, weshalb keine weiteren Tests durchgeführt werden konnten.



Abbildung 41: Kette aus gedruckten Kappen „KH-Rev.1“ verklebt auf dem Trägergummi.

9 Diskussion

Die Weiterentwicklung des Kappensystems in Verbindung mit einer elastischen Kette stand im Vordergrund dieser Dissertation. Neben dem Entwicklungsstand der Kappen (mit Applikator) und der Kette sollte auch der weitere Entwicklungsverlauf kritisch bewertet werden. Ein Abgleich der erzielten Ergebnisse mit anderen Studien war nicht möglich, da es in der Literatur keine vergleichbaren Untersuchungen an funktionellen Kappen für Brackets gibt.

9.1 Beurteilung der Kappe

Die Herstellung der Kappen im CAD/CAM-Verfahren darf als bedeutender Entwicklungsschritt der bestehenden Prototypen auf dem Weg zur Serienreife angesehen werden. Damit war es möglich, die Kappe hinsichtlich Farbe und Material weiter an die Eigenschaften des gewünschten, endgültigen Produkts heranzuführen. Bei der Prüfung auf Funktionalität konnte nachgewiesen werden, dass die neuen Prototypen ebenfalls gezielt Friktion herbeiführen können.

Die durchgeführten Optimierungsschritte werden in **Abbildung 42** zusammengefasst.

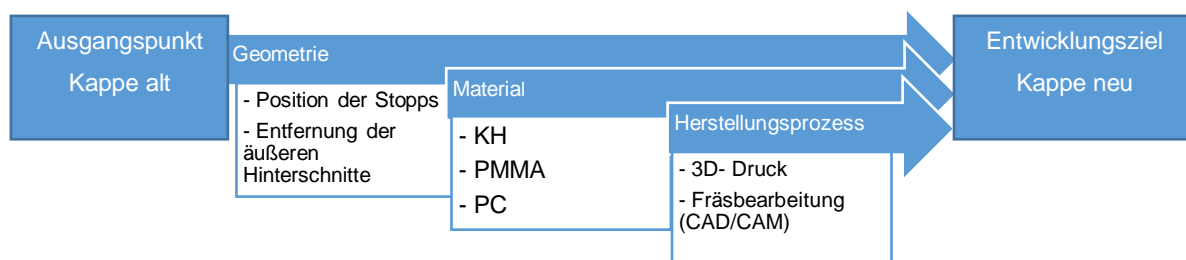


Abbildung 42: notwendige Schritte zur Optimierung von Kappe „Rev.1“; dabei wurden die Geometrie und das Material verändert und andere Herstellungsprozesse (CAD/CAM) verwendet.

9.1.1 Beurteilung des Ermüdungsverhaltens der Kappen

Die gefrästen PMMA-Kappen waren im Vergleich zu den gefrästen PC-Kappen anfälliger für plastische Verformungen und Verformungsbrüche. Dies kann mehrere Gründe haben. Zum einen unterscheiden sich die Frässtrategien beim Herstellungsprozess, was unter Umständen zu einer gröbereren Auflösung und damit weniger präzisen Ergebnissen bei PMMA führt. Zum anderen ist das zahnmedizinische Polycarbonat im Gegensatz zu PMMA für gute elastische Verformbarkeit bei hohen Belastungen ausgelegt.

Ein weiterer Grund für das vorzeitige Brechen der Kappen aus PMMA könnte in den unterschiedlichen thermischen Eigenschaften dieser Materialien liegen. Die Verarbeitungstemperatur von PC liegt um etwa 70 bis 80°C höher als die von PMMA, was bedeutet, dass bei spanender Bearbeitung von PMMA eher ein Anschmelzen aufgrund der entstehenden Reibungswärme beim Fräsprozess auftreten kann als bei PC. Wenn Anschmelzungen im Bereich hoher Spannungskonzentrationen des fertigen Bauteils auftreten (z.B. bei geringem Fräsvorschub bei innenliegenden Radien oder Nuten), dann können diese thermischen Beanspruchung als materialschädigend und somit bruchbeschleunigend angesehen werden, denn die Bildung von Spannungsrissen nach mechanischer Bearbeitung kann bei PMMA durchaus beobachtet werden (Ehrenstein 2020).

Deutlich wird die bessere Eignung von PC auch bei Berücksichtigung des Einsatzgebietes der beiden Materialien in der zahnmedizinischen Prothetik. PMMA wird als CAD/CAM-Material bevorzugt für Langzeitprovisorien verwendet (Wimmer 2020). Hingegen wird PC bevorzugt in der zahnfarbenen Schienentherapie eingesetzt (Edelhoff et al. 2017). Dabei muss das Material elastisch, dünn auszuarbeiten und trotzdem stabil gegenüber Abrasion (d.h. hohe Verschleißbeständigkeit) sein. Auch die höhere Biegefestigkeit von PC (PMMA: 70 MPa; PC: 110 MPa) kann ein Indiz für die bessere Eignung von PC für die im Rahmen dieser Arbeit untersuchte Anwendung sein.

9.1.2 Diskussion der Friktionsmessungen

Um die Friktionsmessungen bewerten zu können, muss ausdrücklich betont werden, dass die Dimension der gefrästen Kappen nicht exakt der der gedruckten Kappen entspricht. Abweichungen treten vor allem durch die unzureichende Genauigkeit der Fräsung auf. Der geringste Werkzeugdurchmesser beträgt bei zahnmedizinischen CAD/CAM-Systemen 0,3 mm. Damit war es nicht möglich, den kleinsten Unterschnitt an der Innenseite der Kappe (siehe **Abbildung 36** oberer gelber Ring) optimal heraus zu Mittelwert fräsen. Anfragen bei Kunststoffspezialisten, die Kappen mit feineren Systemen herzustellen, blieben ohne Erfolg.

Trotzdem war es möglich, die am LMU-Klinikum gefrästen Kappen auf die Brackets zu applizieren. Folgende Feststellungen konnten dadurch getroffen werden:

a. Die im LMU-Klinikum verwendeten CAD/CAM-Geräte haben einen besonderen Einfluss auf die Friktionsmessungen

Durch die systembedingten Ungenauigkeiten im CAD/CAM-Verfahren sind die gefrästen Kappen etwas enger als die gedruckten Kappen. Damit kommt es zu einer stärkeren Komprimierung der Bracketflügel und damit zu einer höheren Haftreibungskraft. Die gefrästen Kappen weisen aus diesem Grund höhere Friktionskräfte auf als die gedruckten Kappen. Da die in dieser Arbeit untersuchten Materialien (PC und PMMA) mit dem nicht hinreichend genauen CAD/CAM-Herstellungsprozess einhergehen, ist über den Einfluss des Materials auf die Friktionskräfte nur zu mutmaßen. Es ist jedoch, wie in Kapitel 9.1.1 bereits erwähnt, eine geringere Bruchanfälligkeit bei PC zu erkennen. Dies wird vermutlich an dem im Vergleich zu KH und PMMA höheren E-Modul liegen. (KH: 1700 MPa (Franke 2022); PMMA: 1800 MPa; PC: 3400 MPa) Auch wenn der CAD/CAM- Herstellungsprozess zu Ungenauigkeiten führen kann, ist an dieser Stelle anzumerken, dass CAD/CAM-Materialien bessere mechanische Eigenschaften aufweisen als gedruckte (Prpić et al. 2020).

b. Die Formänderungen führten zu keiner Verschlechterung der Funktion der Kappe

Die Form der Kappe wurde auf zwei Arten verändert. Zum einen wurde Sie verkürzt, um die Abstände der Stopps zu den Seiten (mesial-distal) des Brackets zu minimieren. Zum anderen wurde die äußere Wand der Kappen-Flügel begradigt. Beide Änderungen führten zu keinen nennenswerten Veränderungen der Friktionswerte. Durch das Verkürzen der Kappe wurde ein Verrutschen in der Horizontalen verhindert. Zudem vermindert die Verringerung der Gesamtgröße die optische Präsenz der Kappe und erfüllt damit das Entwicklungsziel der „Tarnfunktion“ der Kappe. Das Applizieren der Kappe wurde dadurch nur unwesentlich erschwert.

Die Begradigung der Außenwände bringt vor allem eine Vereinfachung für den Werkzeugbau für das angestrebte Spritzgussverfahren. Die Annahme, dass die optimierte Form durch das vergrößerte Gesamtvolumen im Mund weniger vorteilhaft wirken könnte, hat sich nicht bestätigt. Die Kappen sind so klein, dass diese verhältnismäßig geringe Veränderung für das bloße Auge, vor allem in der frontalen Ansicht des Patienten, überhaupt nicht zu erkennen ist.

c. Die PC-Kappen haben die konstantesten Friktionswerte

Bereits beim Applizieren der Kappen gab es vom Anwendungsgefühl erhebliche Unterschiede. Die KH- und PC-Kappen ließen sich deutlich präziser und angenehmer auf das Bracket aufstecken als die Kappen aus PMMA. Der Schlusssitz schien bei Letzteren immer unterschiedlich zu sein. Die Kappen waren mehr geklemmt, als dass sie einen definierten Schlusssitz hatten

und es ist zu vermuten, dass bei Einsatz der PMMA-Kappen bei der Mastikation ein höheres Risiko für Verlust vorliegt. Die Elastizität der PC-Kappen schien die Ungenauigkeiten des Fräsvorgangs ein Stück weit ausgeglichen zu haben.

Dass die Friktionswerte bei PC eine geringere Varianz aufweisen als bei PMMA, lässt sich also durch den definierteren Schlusssitz der Kappen erklären. Außerdem wiesen die PC-Kappen bis zum Ende der Versuchsreihe die geringsten Ermüdungserscheinungen auf. Die KH-Kappen, welche im Versuchsverlauf genauso wie PMMA Verschleißerscheinungen aufwiesen, zeigten ebenfalls weniger konstante Friktionswerte im Vergleich zu den PC-Kappen. Im direkten Vergleich zwischen den ursprünglichen Kappen „KH-Rev.1“ und den neu entwickelten Kappen „PC-Rev.2“ gibt es hinsichtlich der geringen Streuung der Friktionswerte eine klare Tendenz zugunsten der Kappen aus Polycarbonat. Die PC-Kappen haben sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

d. Die Kombination der Kappe mit verstärktem Bracket bringt höhere, aber weniger konstante Friktionswerte

Die Tatsache, dass die Friktionswerte bei Bracket 4 (Revisionsstand 20) höher ausfallen als bei den drei Brackets der vorherigen Charge (Revisionsstand 15), ist vermutlich auf die Verstärkung der Bracketflügel an der Basis zurückzuführen. Es wird angenommen, dass dadurch beim Aufsetzen der Kappe eine höhere Spannung erzeugt wird, wodurch der Draht stärker gehalten wird. Es ist auch anzunehmen, dass sich durch die Verstärkung einer der Flügel weniger verformt und somit als Widerlager wirkt. Dadurch wird der andere Flügel stärker gegen den Bogen gedrückt.

Allerdings war das Applizieren der Kappe auf Bracket 4 deutlich schwieriger als bei den drei Brackets aus der älteren Designvariante. Einige Kappen ließen sich gar nicht aufsetzen, andere nur mit ungenauem Schlusssitz. Möglicherweise hat Bracket 4 die Ungenauigkeit einiger Kappen weniger toleriert.

9.1.3 Einfluss der neu verwendeten Kunststoffe

Neben der signifikanten Auswirkung der Materialien auf die Friktionswerte, gibt es noch weitere Unterschiede der neu verwendeten Kunststoffe im Vergleich zum bisher verwendeten Kunstharz.

a. Sowohl PMMA als auch PC sind für seriennahe Herstellungsverfahren geeignet

PMMA und auch PC sind im Gegensatz zum Dental SG Kunstharz spritzgießbar und damit für die Serienproduktion der Kappen prinzipiell geeignet, was für die Kunstharz-Variante aufgrund des Druckverfahrens nicht gilt. Aus diesem Grund sind die funktionierenden neuen Prototypen aus PMMA und PC ein deutlicher Fortschritt für die Entwicklung der Kappen in Richtung Seriennähe. PMMA sollte jedoch aufgrund der höheren Ermüdungserscheinung (Kapitel 6.1) mit möglicher Rissbildung in den spannungsüberhöhten Bereichen kritisch betrachtet werden.

b. Die zahnfarbenen Materialien PMMA und PC decken das Bracket besser ab als das transluzente Kunstharz

Wie in **Abbildung 43** gut zu erkennen ist, decken PMMA und PC das Bracket deutlich besser ab als das Kunstharz. Signifikante Unterschiede zwischen PMMA und PC waren nicht zu erkennen.



Abbildung 43: A: PC-Rev.2-Kappe auf red bracket (Vita- Zahnfarbe A3); B: KH-Rev.2-Kappe auf red bracket; die PC-Kappe deckt das Bracket deutlich besser ab.

Trotzdem ist festzuhalten, dass beide Materialien als amorphe Thermoplasten bei geringer Schichtstärke transluzent sind. Diese Transluzenz führt dazu, dass das Bracket immer noch leicht durchschimmert. Ein teilkristalliner Kunststoff würde durch seine Opazität das Bracket zwar abdecken, hätte aber möglicherweise nicht die nötigen mechanischen Eigenschaften, um den funktionellen Ansprüchen gerecht zu werden. Außerdem würde ein teil-opakes Material unnatürlich hell im Mund wirken. Die Auswirkungen der verwendeten Materialien auf die Stabilität der Kappen wurde bereits in Punkt 8.1.1 erläutert.

9.1.4 FEM-Simulation

Auch wenn der Aufsteckmechanismus nicht vollständig berechnet werden konnte, lässt die visuelle Betrachtung der erreichten Simulation eine Einschätzung über Spannungsmaxima und die daraus zu erwartenden Schwachstellen bei den hergestellten Kappen zu. Mit weiteren Arbeiten der FEM-Simulation wäre es durchaus möglich, die Bewertung verschiedener Materialien

nicht nur visuell, sondern unter Einbeziehung physikalischer Kenngrößen durchzuführen. Damit könnte die Bandbreite geeigneter Kunststoffe noch weiter eingegrenzt werden.

9.2 Benutzerfreundlichkeit des Applikators

Der im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Applikator erleichterte das Applizieren der Kappe bei den Friktionstests sowie bei Versuchen am Typodonten enorm. Die Kraft beim Aufsetzen der Kappe ließ sich sehr gut dosieren und kontrollieren. Der nachladende Applikator erwies sich vorerst als noch nicht praktikabel. Allerdings wurde die Idee auch nicht weiterverfolgt, da sie nicht Bestandteil der vorliegenden Aufgabenstellung war. Jedoch könnte das Konzept bei der Weiterentwicklung des Applikators zur Serienreife noch einmal aufgegriffen werden.

9.3 Beurteilung der Kette

Elastomere lassen sich, auch unter Verwendung eines Haftvermittlers, schlecht miteinander verkleben. Die beiden hergestellten Prototypen der Kette konnten aufgrund unzureichender Haftfestigkeit zwischen den Materialien nur bedingt auf Funktionalität überprüft werden. Auch der fehlende Nachweis von Biokompatibilität und Mundbeständigkeit machte ein klinisches Testen mit den vorliegenden Mustern unmöglich. Die Kombination aus „Trägergummi/elastische Kette“ hat sich dennoch als aussichtsreich erwiesen, weshalb sie von Kunststoffspezialisten hinsichtlich der genannten Problematik der Biokompatibilität optimiert werden sollte.

9.4 Aussichten

Einige Elemente des red Bracket-System befinden sich nach wie vor in der Entwicklungsphase. Punkte wie Materialien, Herstellungsverfahren und finales Design der Kette sind bisher noch nicht endgültig geklärt. Trotzdem kann man eine Prognose über das weitere Vorgehen stellen.

Das CAD/CAM- sowie 3D-Druckverfahren stellt für die Serienfertigung der Kappe keine wirtschaftliche umsetzbare Option dar. Die aufwendige Nachbearbeitung und die zu geringe Stückzahl bei hohen Stückkosten sind dabei entscheidende Ausschlusskriterien. Außerdem unterliegt die CNC-Bearbeitung geometrischen Beschränkungen aufgrund der eingeschränkten Herstellbarkeit bestimmter Geometrien und der Verfügbarkeit entsprechender Fräswerkzeuge.

Als branchenübliches Herstellungsverfahren für Kunststoffteile sollte das Spritzgussverfahren für die endgültige Herstellung der Kappe angestrebt werden. Erste Kontakte mit Spritzgussunternehmen haben dies bestätigt und in der Entwicklungsphase bereits zur Formoptimierung der

Kappe geführt. Die Expertise von Kunststoffexperten wird auch noch einmal die Materialauswahl beeinflussen.

Die Wirtschaftlichkeit des red Bracket-System wird maßgeblich durch die Optimierung der Herstellungsverfahren bestimmt. Da das System aus verschiedenen Materialien und Komponenten besteht, die in unterschiedlicher Art und Weise verarbeitet werden, müssen die Produktionsketten aufeinander abgestimmt und optimiert sein. Letztendlich werden alle Komponenten - also Bracket, Bögen, Kappen, Ketten und Applikator - zu einem System zusammengeführt. Dabei gilt es, das Design, die Produktion und Zusammenführung der einzelnen Komponenten logistisch optimal zu koordinieren (Mitsch 2018).

10 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Dissertation war die Weiterentwicklung funktioneller Kappen für ein neuartiges V-Slot-Bracketsystem, sowie die Entwicklung einer komplementären Polymerkette. Die hauptsächliche Funktion der Kappen ist dabei die gezielte Erzeugung von Friktion zwischen Bracket und Bogen. Zu Beginn wurden die bestehenden Prototypen der Kappen für das V-Slot-Bracketsystem hinsichtlich Form, Farbe, Material und Herstellungsverfahren analysiert. Die gewonnenen Erkenntnisse flossen in die Weiterentwicklung der Kappe ein. Die Fähigkeit, die Bracketflügel zusammenzudrücken und damit Friktion zu erzeugen, sollte als wesentliche Funktion bestehen bleiben.

Die bisherigen Kappen wurden mit einem Formlabs Form 2 3D-Drucker (formlabs, Somerville, MA, USA) additiv gefertigt. Für die zukünftige Herstellung der Kappen sollte der Spritzguss, als branchenübliches Herstellungsverfahren für Kunststoffteile, angestrebt werden. Um den späteren Werkzeugbau dafür zu vereinfachen, wurden die äußeren Unterschnitte aus der Geometrie der bestehenden Kappe entfernt und die Kappe in ihrer Länge gekürzt.

Da es sich bei dem bisher verwendeten Material um ein biokompatibles, transparentes Kunstharz (Dental SG) handelt, war es nicht möglich, die Brackets zufriedenstellend zu kaschieren. Ein zahnfarbener Kunststoff, der die Brackets deutlich besser abdecken würde, stand für den Formlabs Form 2 3D-Drucker zum Zeitpunkt der Promotionsarbeit nicht zur Verfügung. Um die Kappe in ein zahnfarbendes, biokompatibles Material zu überführen, das auch für das Spritzgussverfahren geeignet ist, wurden Kunststoffe gesucht, die bereits in der Zahnmedizin Anwendung finden. Nach diesen Kriterien wurden schließlich Polymethylmetacrylat (PMMA) und Polycarbonat (PC) ausgewählt.

Zur Evaluierung der Eignung dieser Kunststoffe wurden Prototypen der Kappe aus PC und PMMA hergestellt. Die Herstellung eines Pilotwerkzeuges für den Spritzguss kam nicht in Betracht, da die für eine finale Festlegung von Design und Werkstoff erforderlichen Erkenntnisse durch diese Arbeit erst eruiert werden sollten. Deshalb wurde mit dem CAD/CAM-Verfahren eine alternative Herstellungsmethode für zahnfarbene PMMA- und PC-Kappen ausgewählt.

Zur Evaluierung der Funktionalität der weiterentwickelten Kappen wurden diese zunächst virtuell in einer FEM-Simulation untersucht. Da der Aufsteckmechanismus der Kappe auf das Bracket sehr komplex ist, war nur eine visuelle Beurteilung der Simulation möglich. Diese zeigte deutlich die Stellen mit Spannungskonzentrationen von Kappe und Bracket auf.

Zur Bestätigung der Funktionalität der weiterentwickelten Kappen wurden Friktionsuntersuchungen durchgeführt. Deren Ergebnisse zeigten, dass sowohl die PMMA-, als auch die PC-Kappen Friktion herbeiführen konnten. Kappen aus PC erzeugten höhere Friktionswerte und wiesen eine größere Formstabilität auf als Kappen aus PMMA oder Kunstharz. Vor allem die zweite Revision der PC-Kappen zeigte konstante Werte über 1,3 N und eine besonders geringe Streuung der Messwerte in den verschiedenen Versuchsreihen. Die Friktionswerte lagen sowohl bei PC als auch bei PMMA deutlich über den Werten der Kunstharz-Kappen. Der Friktionsmittelwert der gefrästen Kappen (PC und PMMA) betrug 2,565 N, der der gedruckten Kappen (KH) 0,765 N. PC hat sich letztendlich als aussichtsreichstes Material für die Weiterentwicklung der Kappen erwiesen.

Die im CAD/CAM-Verfahren hergestellten Kappen zeigten eindeutige Vorteile gegenüber den additiv hergestellten. Vor allem die Kappen aus PC führten höhere Friktionskräfte herbei, ohne dabei zu brechen. Sie sind zahnfarben und decken das Bracket deutlich besser ab als die Kappen aus Kunstharz. Außerdem sind Polycarbonat und PMMA im Gegensatz zu Kunstharz spritzgießbar.

Die Nachteile der gefrästen Kappen zeigen sich vor allem in ihren Formabweichungen. Diese sind auf den etwas zu großen Fräsdurchmesser der Fräswerkzeuge und die Nachbearbeitung zurückzuführen, was letztendlich zu unterschiedlichen Friktionswerten führen kann. Da die Auswahl des geeigneten Materials im Mittelpunkt der Untersuchungen stand, sind die Formabweichungen jedoch von untergeordneter Bedeutung.

Um ein Applizieren der Kappen im Mund zu erleichtern, wurde zusätzlich ein Applikator entworfen und ein Prototyp hergestellt. Mit ihm war es möglich, die Kappe aufzunehmen, zu halten und den Druck beim Aufsetzen auf das Bracket einfacher zu kontrollieren.

Als letzter Schritt wurde ein Konzept für eine polymerbasierte Kette, die für die Verwendung mit dem V-Slot Bracket System geeignet ist, entworfen und zwei Prototypen hergestellt. Die erste Version bestand aus den funktionellen Kappen, die auf ein transparentes Trägergummi geklebt wurden. Die zweite setzte sich aus dem zuvor genannten Trägergummi und einer konventionellen elastischen Kette aus der Kieferorthopädie zusammen. Als Verbundstoff diente bei beiden Versionen Cyanacrylat-Klebstoff. Das letztere Modell hat sich als besonders aussichtsreich dargestellt und wurde deshalb für die weitere Entwicklung an Experten der Kunststoffbranche übergeben.

Da es gelungen ist, die Kappe mit Verbesserung ihrer funktionellen Eigenschaften in einem spritzgießbaren, zahnfarbenen Material herzustellen, sollte in einem zukünftigen Schritt geprüft werden, in welcher Form ein Pilotwerkzeug für den Spritzguss realisiert werden kann. Die in dieser Arbeit getroffene Auswahl der geeigneten Kunststoffe sollte hierfür erneut evaluiert werden.

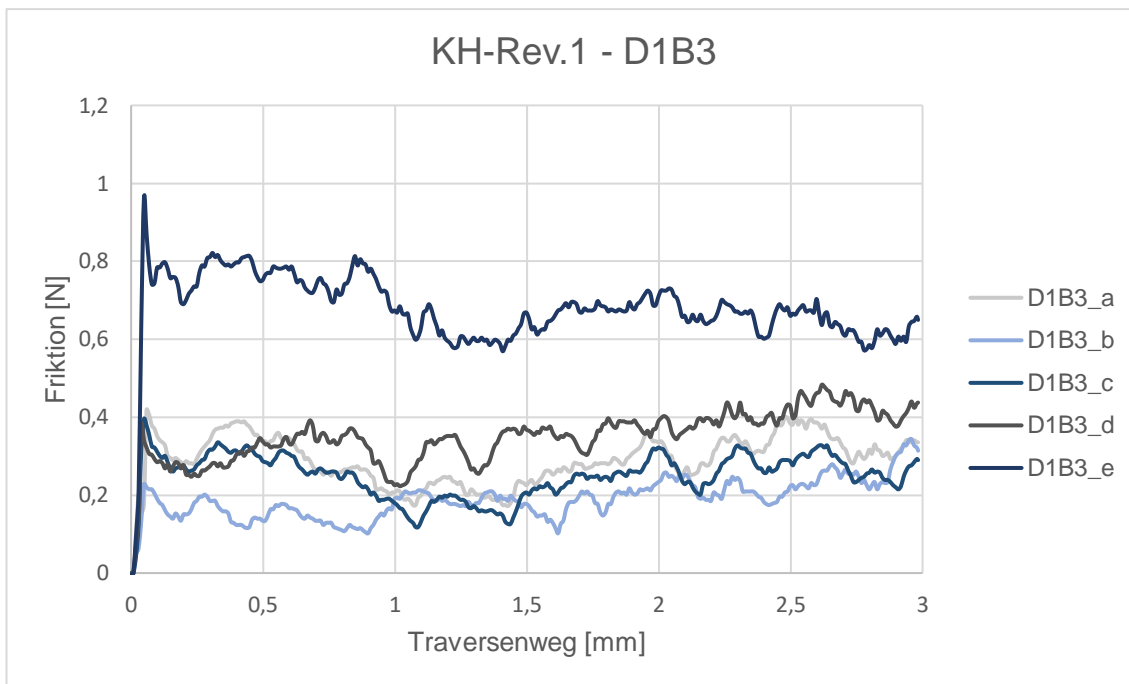
11 Literaturverzeichnis

- Bantleon HP, Droschl H, Pfeiffer KP (1989). Neue Drähte und deren Kraftabgabe-Konsequenzen für die kieferorthopädische Therapie. *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 50(4):243-255.
- Baur E, Drummer D, Osswald TA, Rudolph N (2022). *Saechtling Kunststoff-Handbuch: Eigenschaften, Verarbeitung, Konstruktion*. Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG.
- Boese A, Friebe M, Arens C, Klink F, Grote K-H (2016). Nutzerintegration bei der Produktentwicklung am Beispiel der Medizintechnik.
- Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A (2011). Active and passive self-ligation—a myth? *The Angle Orthodontist*; 81(2):312-318.
- Carvalho A, Freitas M, Reis L, Montalvão D, Fonte M (2016). Rotary fatigue testing to determine the fatigue life of NiTi alloy wires: An experimental and numerical analysis. *Procedia Structural Integrity*; 1:34-41.
- Cutler R (1946). *Reflections on the Development and Present General Application of Acrylic to Conservative Procedures*. SAGE Publications.
- Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*; 55(3):559-70, ix.
- Deutsches Institut für Normung e.V. (2022). DIN 8580:2022-12 Fertigungsverfahren- Begriffe, Einteilungen. Berlin, Beuth Verlag GmbH <https://dx.doi.org/10.31030/3217872>.
- Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth J (2016). CAD/CAM-Schienen zur funktionellen und ästhetischen Evaluierung neu definierter Bisslagen. *Quintessenz*; 67(10):1195-1209.
- Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF (2017). CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence Int*; 48(3):181-191.
- Ehrenstein GW (2020). *Strukturverhalten: Struktur und Eigenschaften von Kunststoffen, Oberflächenspannung, Spannungsrisse*. Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG.
- European Commission (2015). *HORIZON 2020 – Work Programme 2014 – 2015*. 19. General Annexes Revised; p.29; URL: https://ec.europa.eu/research/participants/data/ref/h2020/wp/2014_2015/annexes/h2020-wp1415-annex-ga_en.pdf (10.05.2023)
- Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O (2003). Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop*; 64(2):88-99.
- Förster R, Förster A (2018). *Einteilung der Fertigungsverfahren nach DIN 8580. Einführung in die Fertigungstechnik: Lehrbuch für Studenten ohne Vorpraktikum.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; S. 23-136.
- Franke R (2022). *Einflussanalyse der Bauraumausrichtung additiver Fertigungsverfahren zur Entwicklung patientenspezifischer Schädelimplantate*. Westsächsische Hochschule Zwickau.
- Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP (2005). PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*; 15(6):629-39.
- Grellmann W, Seidler S (2015). *Kunststoffprüfung*. Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG.
- Gruber P (2020). *Friktionsverhalten von neuentwickelten Kunststoffkappenvarianten für das RED-Bracket*. 10.5282/edoc.26113 LMU München.

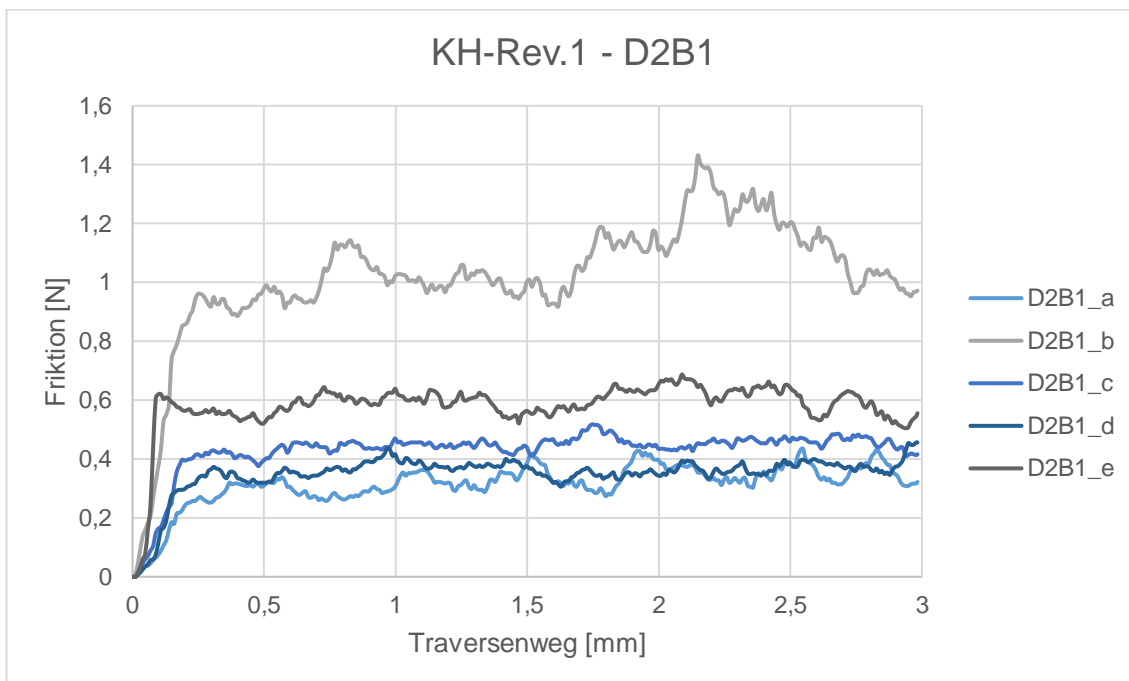
- Imsirovic D (2012). Risikobewertung und die entsprechende Einstufung der zahnärztlichen Instrumente für die Aufbereitung. na.
- Jänsch J, Birkhofer H (2006). The development of the guideline VDI 2221-the change of direction. DS 36: Proceedings DESIGN 2006, the 9th International Design Conference, Dubrovnik, Croatia.
- Kalipcilar B, Karaagaclioglu L, Hasanreisoglu U (1991). Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *Journal of Oral Rehabilitation*; 18(5):399-401.
- Keller A, Heller L, Baumert U, Claussen C, Bamidis EP, Wichelhaus A (2021). Physical behavior of pre-strained thermoset and thermoplastic orthodontic chains. *Dent Mater J*; 40(3):792-799.
- Kidd PD, Sterrett TL (1984). The Use of Thermoplastic Polyurethane Elastomers in Orthodontics. *Journal of Elastomers & Plastics*; 16(3):199-205.
- Klein B (2013). FEM: Grundlagen und Anwendungen der Finite-Elemente-Methode. Vieweg+Teubner Verlag.
- Kunz J (2011). Die querkontraktionszahl in der konstruktionspraxis. *Kunststoff Extra*; 6:27-30.
- Kusy RP, Whitley JQ (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*; 21(2):199-208.
- Liebermann A (2018). Werkstoffkundliche Untersuchungen CAD/CAM-gefertigter Restaurationsmaterialien zur Entwicklung zukunftsweisender prothetischer Behandlungskonzepte. Imu.
- Ludwig B, Bock F, Bock JJ, Glasl B, Goldbecher H (2009). Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung. Thieme.
- Magill WE (1868). Management and Best Means of Preserving the Deciduous Teeth. *Dent Regist*; 22(4):150-159.
- Mankins, J. C. (1995). Technology Readiness Levels - A White Paper. Advanced Concepts Office - Office of Space Access and Technology – NASA.
URL: https://aiaa.kavi.com/apps/group_public/download.php/2212/TRLs_MankinsPaper_1995.pdf (10.05.2023)
- Marx H, Fukui M, Stender E (1983). [Residual monomer study of prosthetic plastics]. *Dtsch Zahnarztl Z*; 38(5):550-3.
- Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*; 31(24):6121-6130.
- Mendes K, Rossouw PE (2003). Friction: validation of manufacturer's claim. *Seminars in Orthodontics*; 9(4):236-250.
- Mitsch D (2018). Das Design nachhaltiger Medizinprodukte. Springer.
- Nemours EIdPd (1936). Methacrylate Resins. *Industrial & Engineering Chemistry*; 28(10):1160-1163.
- Olsson H, Åström KJ, De Wit CC, Gäfvert M, Lischinsky P (1998). Friction models and friction compensation. *Eur. J. Control*; 4(3):176-195.
- Popov VL (2009). Kontaktmechanik und Reibung: Ein Lehr- und Anwendungsbuch von der Nanotribologie bis zur numerischen Simulation. Springer Berlin Heidelberg.
- Prpić V, Schauerl Z, Čatić A, Dulčić N, Čimić S (2020). Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *J Prosthodont*; 29(6):524-528.
- Radaj D, Vormwald M (2007). Ermüdungsfestigkeit. Springer.
- Rebeka R, Ferčec J (2013). Force measurements on teeth using fixed orthodontic systems. *Military Technical Courier*; 61:105-122.
- Rosato DV, Rosato MG (2012). Injection Molding Handbook. Springer US.

- Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod*; 85(5):881-9.
- Stawarczyk B (2014). Editorial: PAEK und seine Untergruppen. *Die Quintessenz der Zahntechnik*; 40:929-930.
- Suma S, Chandrashekar B, Pradeep S, Avinash B (2016). elastomers in orthodontics. *Asian Academic Research Journal of Multidisciplinary*; 3.
- Weir T (2017). Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J*; 62 Suppl 1:58-62.
- Weißbach W, Dahms M, Jaroschek C (2018). *Kunststoffe (Polymere). Werkstoffe und ihre Anwendungen: Metalle, Kunststoffe und mehr.]* Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; S. 367-397.
- Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG (2005). The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater*; 21(10):938-45.
- Wichelhaus A, Eichenberg T, Günter A (2017). *Kieferorthopädie - Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte.* Thieme.
- Wichelhaus A, Eichenberg T, Gruber P, Bamidis EP, Stocker T (2022). Friction Force Adjustment by an Innovative Covering System Applied with Superelastic NiTi Brackets and Wires—An In-Vitro Study. *Materials*; 15(12):4248.
- Wimmer T (2020). *Klinische und werkstoffkundliche Aspekte innovativer zahnfarbener Restaurationen in der zahnärztlichen Prothetik.* lmu.
- Wintermantel E, Ha SW (2009). *Medizintechnik: Life Science Engineering.* Springer Berlin Heidelberg.

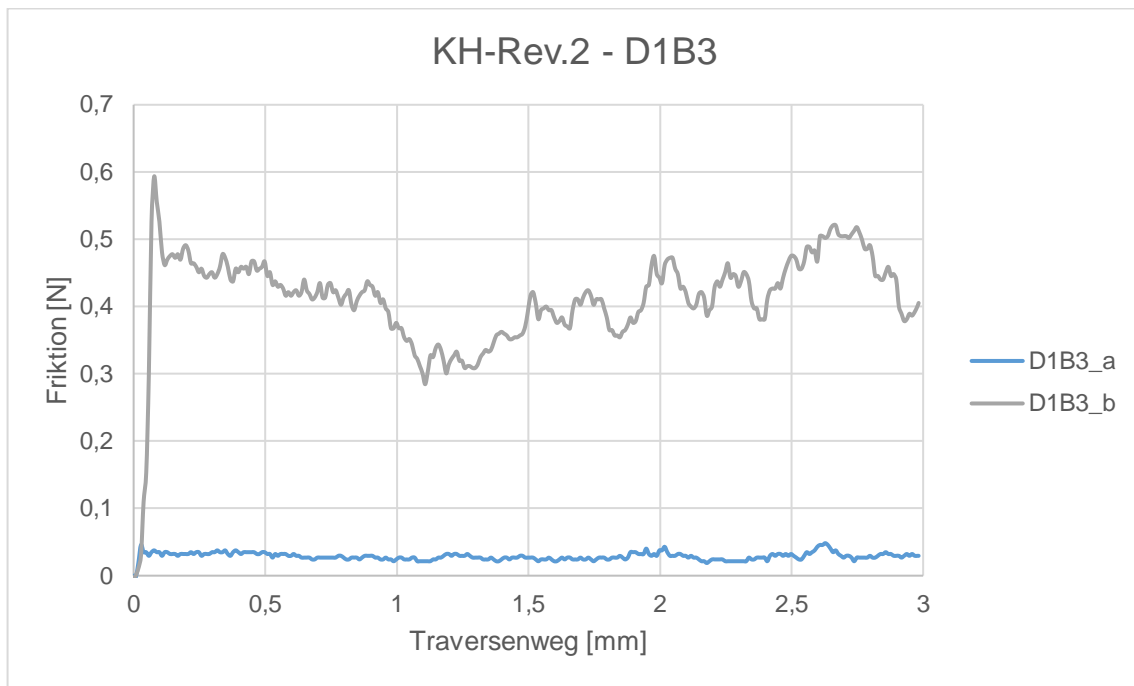
12 Anhang



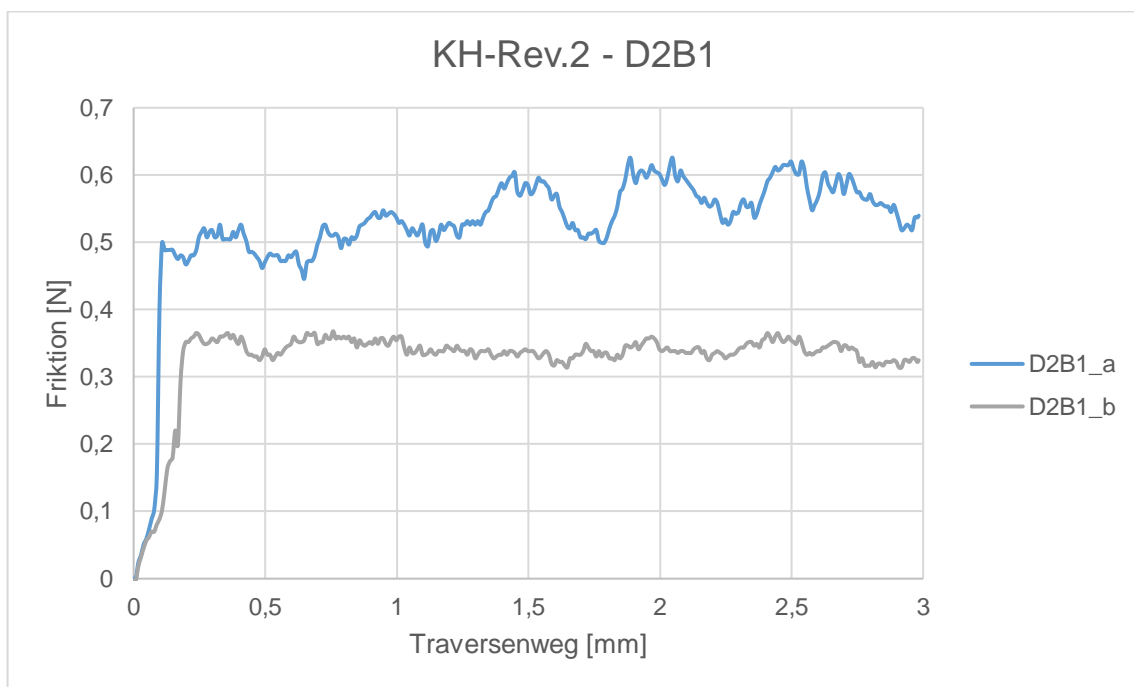
Anhang 1: Friktionswerte der Kappen a-e von „KH-Rev.1“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



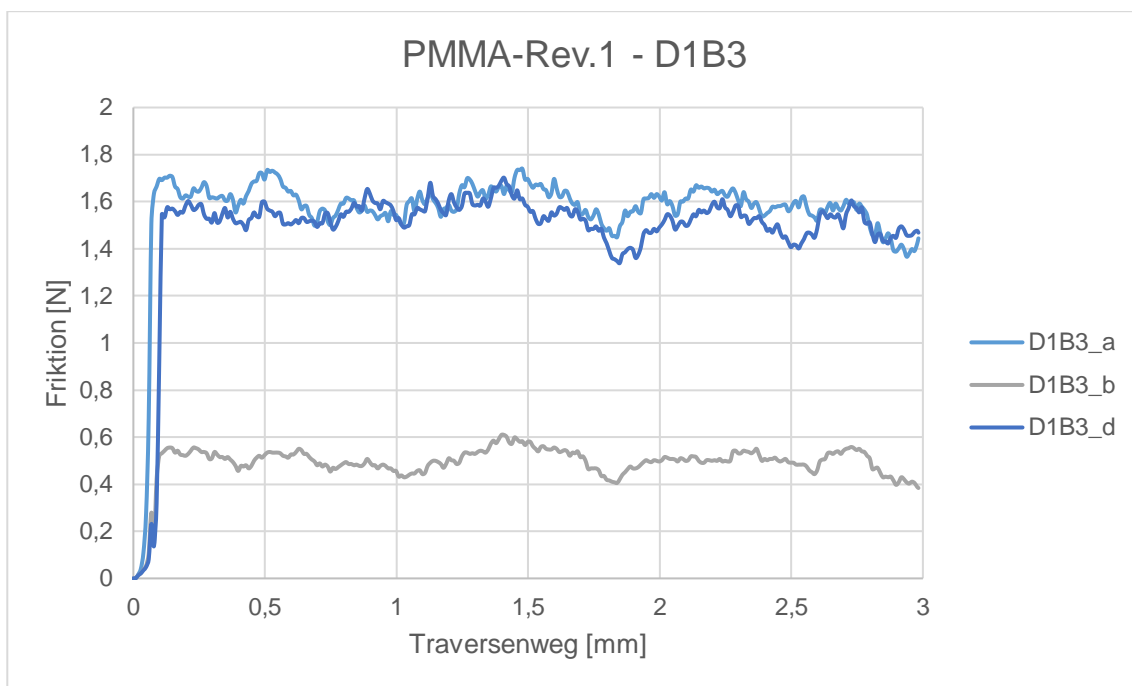
Anhang 2: Friktionswerte der Kappen a-e von „KH-Rev.1“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)



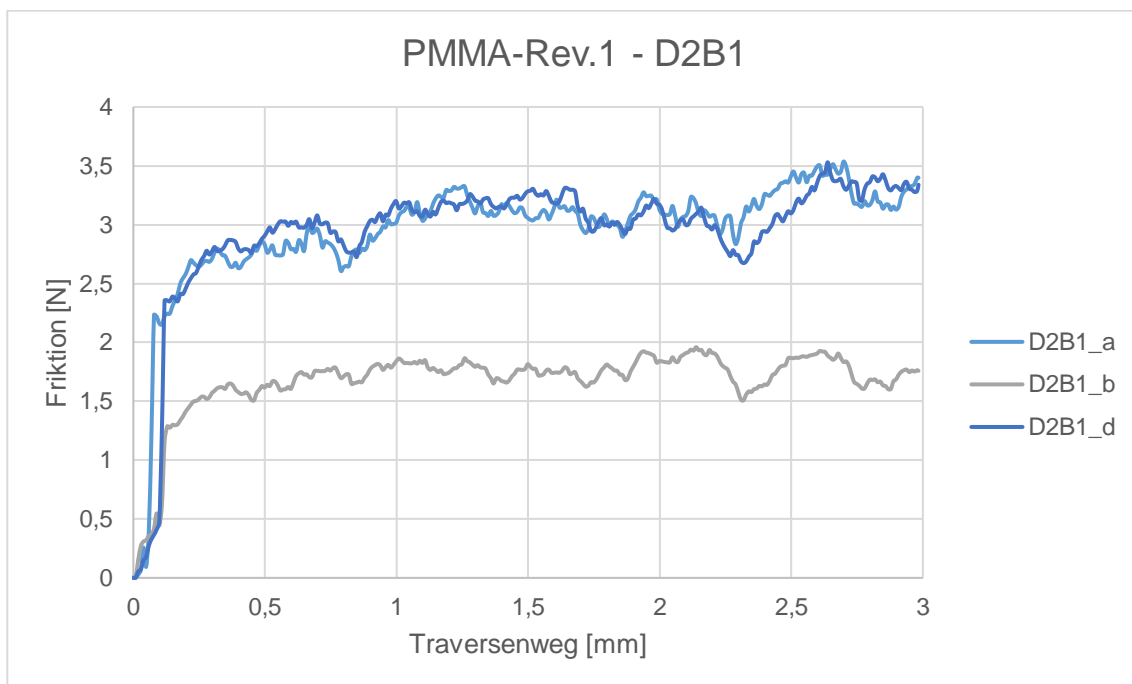
Anhang 3: Friktionswerte der Kappen a-e von „KH Rev.2“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



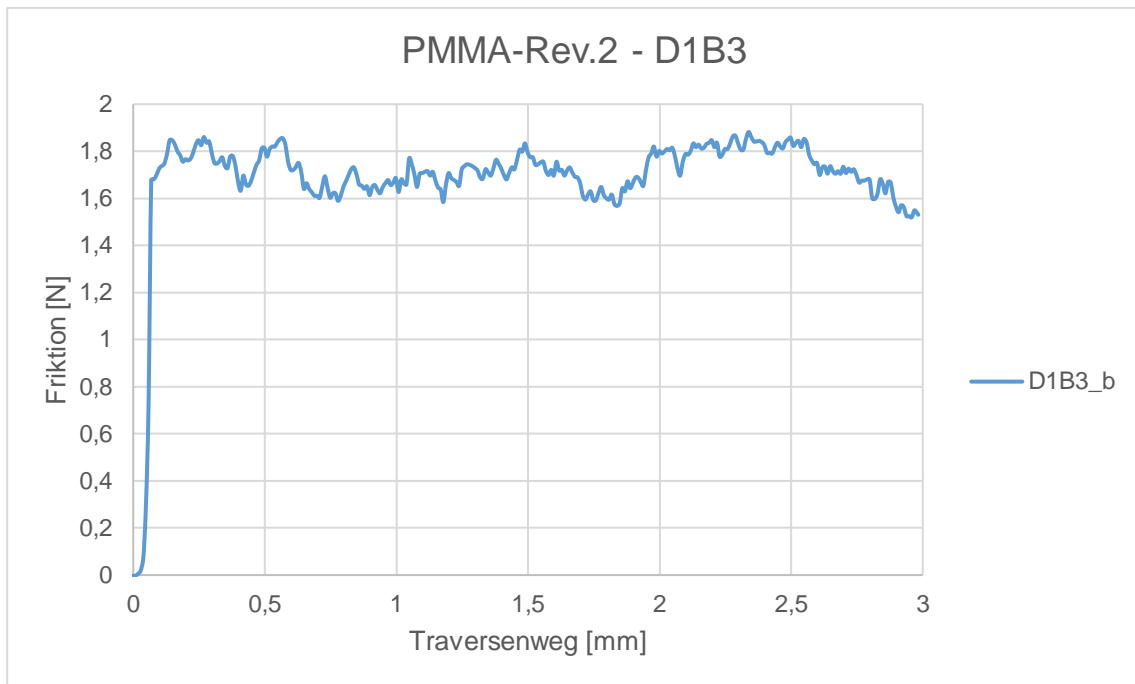
Anhang 4: Friktionswerte der Kappen a-e von „KH Rev.2“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)



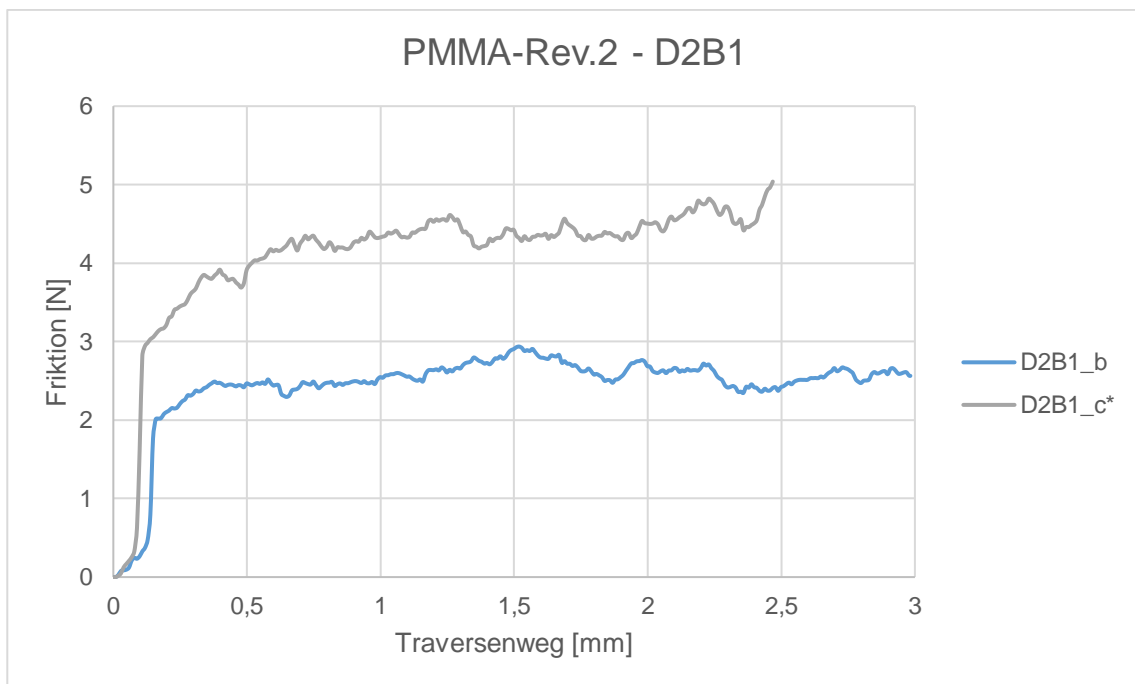
Anhang 5: Friktionswerte der Kappen a-e von „PMMA Rev.1“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



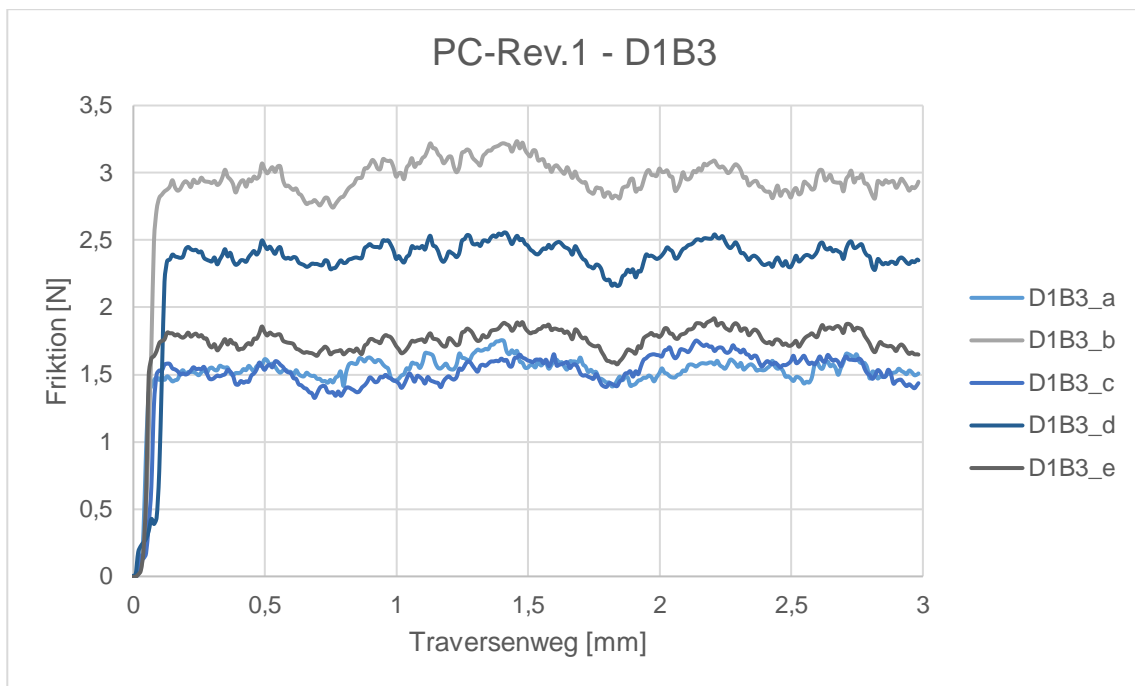
Anhang 6: Friktionswerte der Kappen a-e von „PMMA Rev.1“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)



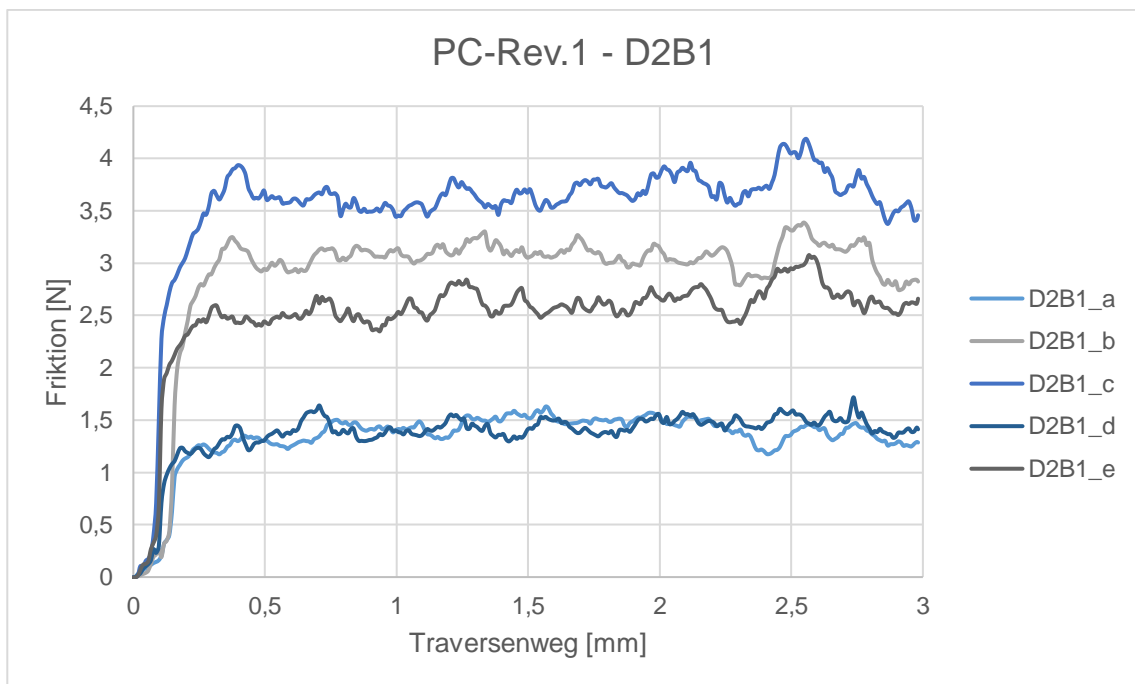
Anhang 7: Friktionswerte der Kappen a-e von „PMMA Rev.2“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



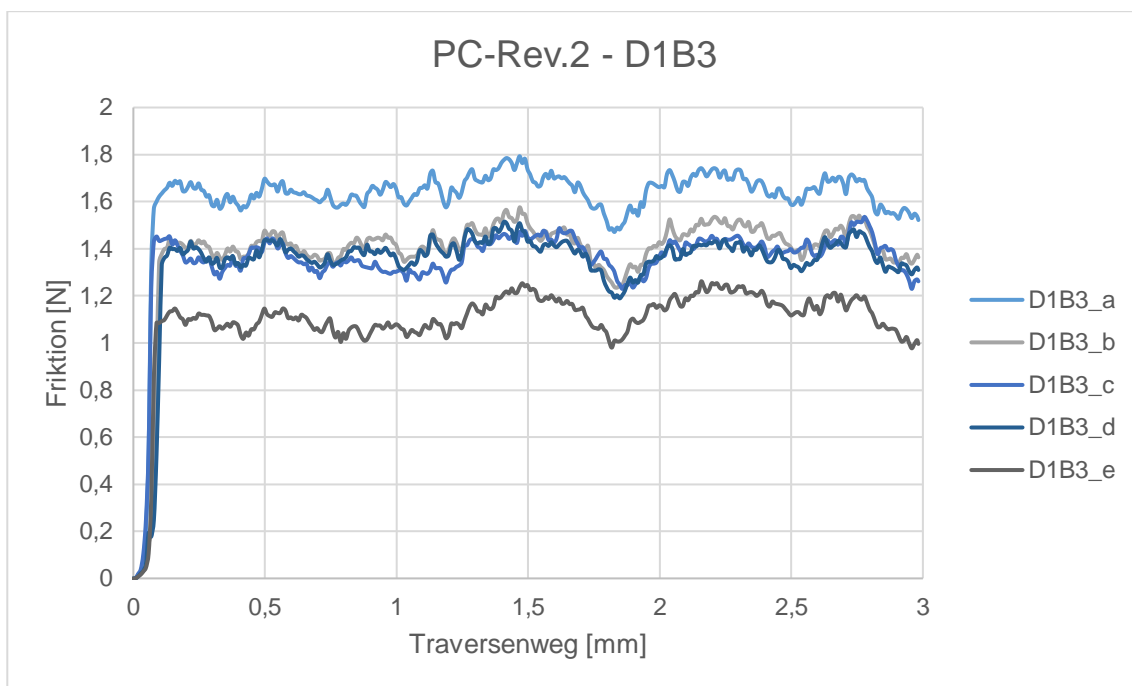
Anhang 8: Friktionswerte der Kappen a-e von „PMMA Rev.2“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)



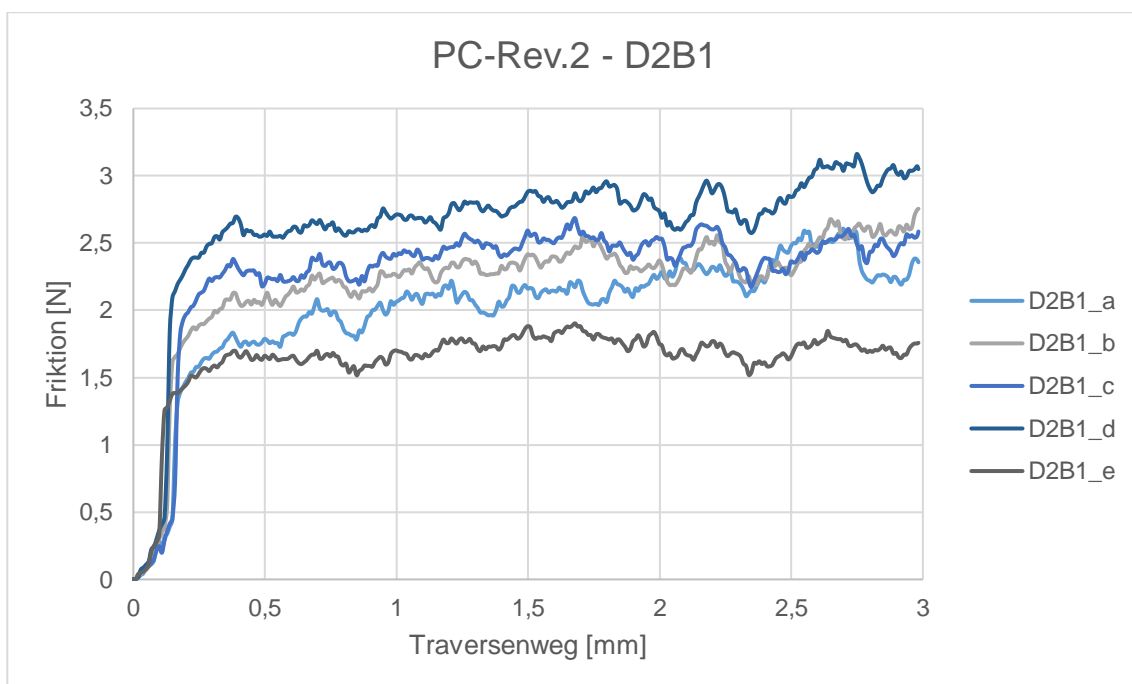
Anhang 9: Friktionswerte der Kappen a-e von „PC Rev.1“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



Anhang 10: Friktionswerte der Kappen a-e von „PC Rev.1“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)



Anhang 11: Friktionswerte der Kappen a-e von „PC Rev.2“ für die Versuchsgruppe D1B3 (Traversenweg 3 mm)



Anhang 12: Friktionswerte der Kappen a-e von „PC Rev.2“ für die Versuchsgruppe D2B1 (Traversenweg 3 mm)

13 DANKSAGUNG

Ein herzlicher Dank geht an Prof. Dr. med. dent Andrea Wichelhaus, Direktorin der Poliklinik für Kieferorthopädie an der LMU München, für die Vergabe und Betreuung dieser Doktorarbeit. Danke für das Vertrauen und die Wertschätzung, für ein allzeit offenes Ohr - auch zwischen Tür und Angel – und für die durchgehende Unterstützung.

In diesem Zusammenhang danke ich auch ganz besonders Thomas Stocker, Leiter des Forschungsbereich Biomechanik, der mich in vielen Situationen wieder auf die richtige Spur gebracht hat. Vielen Dank für das Feedback, die konstruktive Kritik und die motivierende Zustimmung. Die Zusammenarbeit hat großen Spaß gemacht.

Danke schön an Dr.-Ing. Matthias Mertmann, der mich mit seiner Begeisterung für die Sache angesteckt und motiviert hat. Die Treffen mit ihm haben oft die nötigen Denkanstöße für weitere Entwicklungsschritte gebracht.

Danke an Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für seine Expertise in FEM- Simulationen. Ich war wirklich beeindruckt, mit welcher Hingabe er sich dem Problem gewidmet hat. Vielen Dank dafür!

Am meisten möchte ich aber bei meiner Familie danken, vor allem meiner lieben Frau Simone, die mich in jeglicher Hinsicht unterstützt hat. Danke fürs Motivieren, Rücken freihalten, Abpuffern, Kritisieren, Da sein und auf andere Gedanken bringen.

Danke Mama und Papa, für die Geduld und Unterstützung bei meinem beruflichen Werdegang. Ohne euch wäre ich heute nicht da, wo ich bin.

Danke.