

Aus dem  
Universitätsklinikum für Zahn,– Mund und Kieferheilkunde Tübingen  
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

**Schockabsorptionsverhalten elastischer  
Verbundwerkstoffe für den Sportmundschutz:  
Prüfstandentwicklung und In-Vitro Vergleich  
von thermoplastischem Formen und  
additiver Fertigung**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Schewe, Philipp John Werner**

**2023**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. F. Hüttig

2. Berichterstatter: Professor Dr. M. Weiß

Tag der Disputation 04.05.2023

Für Jana

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	8
1.1	Dentales Trauma.....	8
1.1.1	Entstehung und Klassifikation.....	8
1.1.2	Lokalisation und Häufigkeit.....	10
1.1.3	Folgen von dentalen Traumata.....	11
1.2	Sportmundschutz.....	11
1.2.1	Physikalische Wirkungsweise.....	11
1.2.2	Sportmundschutzarten.....	14
1.2.3	Gestaltung eines Sportmundschutzes.....	15
1.2.4	Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des Sportlers.....	16
1.2.5	Der konventionelle, analoge Sportmundschutz.....	18
1.2.6	Der digitale, 3D gedruckte Sportmundschutz.....	20
1.3	Forschungsmethoden zur Beurteilung physikalischer Eigenschaften.....	24
1.3.1	Kraftmessdosen.....	25
1.3.2	Beschleunigungssensoren.....	26
1.3.3	Dehnungsmessstreifen.....	26
1.3.4	Laservibrometer.....	27
1.3.5	Finite-Elemente-Analyse.....	27
1.3.6	Fujifilm Prescale Folie.....	27
1.4	Ziel, Forschungsfragen und Nullhypothesen.....	28
2	Material & Methoden.....	29
2.1	Versuchsaufbau.....	29
2.1.1	Konstruktion eines Versuchsaufbaus und Validierung.....	29
2.2	Prüfkörper.....	39
2.2.1	Konventionelle Prüfkörper.....	39
2.2.2	Additiv gefertigte Prüfkörper.....	46
2.3	Versuchsablauf.....	51
2.3.1	Vermessung der Materialproben.....	51
2.3.2	Versuchsdurchführung und Messung.....	51
2.3.3	Visuelle Inspektion der Prüfkörper.....	52
2.4	Datenauswertung.....	52
2.4.1	Umgang mit den Rohdaten.....	52
2.4.2	Statistische Methodik.....	54
3	Ergebnisse.....	55

# Inhaltsverzeichnis

3.1	Versuchsaufbau .....	55
3.1.1	Übersicht über endgültigen Versuchsaufbau .....	55
3.1.2	Fallkörper.....	56
3.1.3	Linearkugellager und Schlagbolzen.....	57
3.1.4	Kraftsensor und Messverstärker .....	58
3.1.5	Auflage und Fundament für Kraftmessdosen .....	59
3.1.6	Elektromagnet und Positionierungshilfe.....	61
3.1.7	Ausrichtung des Versuchsaufbaus .....	62
3.2	Materialstärke.....	65
3.2.1	Absolute Materialstärke .....	65
3.2.2	Relative Materialstärke .....	66
3.3	Schockabsorption.....	67
3.3.1	Maximalkräfte .....	67
3.3.2	Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke .....	70
3.3.3	Materialermüdung der Prüfkörper .....	71
3.3.4	Zeitlicher Kraftverlauf des Bolzenschlages .....	72
3.3.5	Kraftstoß .....	78
3.4	Beschaffenheit der Materialien nach Versuchsdurchführung .....	80
3.4.1	Playsafe light von Erkodent .....	80
3.4.2	Prüfkörper A von Stratasys .....	81
3.4.3	Bioplast Xtreme von Scheu Dental .....	81
3.4.4	Prüfkörper B von Stratasys .....	82
3.4.5	Playsafe Heavy Pro von Erkodent .....	83
3.4.6	Prüfkörper C von Stratasys.....	84
4	Diskussion .....	86
4.1	Material und Methodenkritik .....	86
4.1.1	Versuchsaufbau.....	86
4.1.2	Prüfkörper .....	89
4.2	Diskussion der Ergebnisse .....	91
4.2.1	Materialstärke .....	91
4.2.2	Diskussion der Maximalkräfte .....	93
4.2.3	Kraftabsorption pro Millimeter Materialstärke .....	96
4.2.4	Materialermüdung der Prüfkörper .....	97
4.2.5	Zeitlicher Kräfteverlauf.....	97

# Inhaltsverzeichnis

4.2.6	Der Kraftstoß .....	102
5	Zusammenfassung .....	104
6	Literaturverzeichnis.....	106
7	Erklärung zum Eigenanteil .....	113
8	Veröffentlichung.....	114
9	Danksagung.....	115
10	Anhang .....	116
10.1	p-Werte .....	116
10.1.1	Absolute Materialstärke .....	116
10.1.2	Relative Materialstärke .....	116
10.1.3	Maximalkräfte .....	117
10.1.4	Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke .....	118
10.1.5	Kraftstoß .....	118
10.2	Materialien und Geräte.....	119
10.3	Technische Zeichnungen .....	122

# Abkürzungsverzeichnis / Formelverzeichnis

## Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn,- Mund und Kieferheilkund
DLP	Digital Light Processing
DMS	Dehnungsmessstreifen
FFF	Fused Filament Fabrication
HIPS	Hochschlagfestes Polystyrol
PMMA	Polymethylmethacrylat
PEEK	Polyetheretherketon
rPLA	Recycelte Polylactide
SLA	Stereolithographie
STL	Standard Triangle Language
TPU	Thermoplastisches Polyurethan

## Formelverzeichnis

Symbol	Bedeutung	Einheit
p	Impuls	$[ N * s = \frac{kg*m}{s} ]$
m	Masse	[ kg ]
a	Beschleunigung	$[ \frac{m}{s^2} ]$
v	Geschwindigkeit	$[ \frac{m}{s} ]$
s	Strecke	[ m ]
t	Zeit	[ s ]
F	Kraft	[ N ]
h	Höhe	[ m ]
g	Erdbeschleunigung	$[ \frac{kg*m}{s^2} ]$
E <sub>kin</sub>	Kinetische Energie	[ J ]
E <sub>pot</sub>	Potenzielle Energie	[ J ]

# Einleitung

## 1 Einleitung

Durch Unfälle im Haushalt oder Straßenverkehr, bei der Arbeit oder bei Sport/ Freizeitaktivitäten kann es zu Verletzungen oder gar Verlust des orofazialen Gewebes kommen, dem auch Zähne angehören. Der größte Teil des orofazialen Gewebes unterliegt dem natürlichen Heilungsprozess. Frakturierte und dislozierte Zähne sind jedoch nicht in der Lage, ihren intakten Zustand durch natürliche Heilungsprozesse wieder zu erlangen [1]. Im Fall einer solchen Verletzung kommen auf die Patienten oft aufwändige zahnärztliche oder chirurgische Eingriffe zu, häufig in Kombination mit einer lebenslangen Nachsorge des betroffenen Zahns [2]. Daher gilt bei erhöhtem Risiko die Prävention solcher Verletzungen, in der Regel durch einen intraoral getragenen Mundschutz.

### 1.1 Dentales Trauma

#### 1.1.1 Entstehung und Klassifikation

Laut der Leitlinie „Therapie des dentalen Traumas bleibender Zähne“ entsteht ein dentales Trauma durch eine akute mechanische Verletzung der Zahnhartsubstanz und/oder der benachbarten Strukturen [3]. Grundsätzlich kann dabei zwischen direktem und indirektem Trauma unterschieden werden [4]. Direktes Trauma tritt auf, wenn der Zahn von einem Objekt direkt getroffen wird, so wie es bei einem anfliegenden Hockeypuck der Fall wäre. Beim indirekten Trauma wird der Zahnbogen des Oberkiefers schlagartig von dem des Unterkiefers getroffen. Dies kommt zum Beispiel bei einem Schlag auf das Kinn vor. Es kommt dann zur Verletzung, wenn die Aufprallkraft den lokalen körperlichen Widerstand des Menschen übertrifft. Die Aufprallkraft wird meist durch eine Kollision mit anderen Menschen, einem Objekt oder dem Boden hervorgerufen [5]. Die Menge an mechanischer Energie, die es benötigt um ein dentales Trauma zu verursachen, ist größtenteils unbekannt und ohne experimentellen Beweis [6]. Die Verletzungen können in unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden, welche in Tabelle 1 (Folgeseite) und Tabelle 2 (auf Seite 10) aufgelistet sind [7].

Je nach mechanischer Krafteinwirkung, abhängig von Lokalisation und Intensität, können diese Verletzungen vermehrt pro Zahn und Kiefer vorkommen. Neben



## Einleitung

Haushalts- und Arbeitsunfällen kann es auch bei der Ausübung diverser Sportarten zu einem dentalen Trauma kommen.

Kontaktsportarten, welche durch die physische Interaktion von Gegenspielern gekennzeichnet sind, stellen durch ihr hohes Maß an Intensität und Frequenz an Körperkontakt ein hohes Risiko dar [8].

*Tabelle 1: Verletzungen des Zahnhartgewebes und der Pulpa (übernommen aus [7])*

Verletzungsart	Beschreibung
Schmelzfraktur	Nicht durchgängige Schmelzfraktur ohne Verlust an Zahnhartsubstanz
Schmelzfraktur (unkompliziert)	Eine auf den Schmelz limitierte Fraktur mit Verlust an Zahnhartsubstanz
Schmelz-Dentin-Fraktur (unkompliziert)	Eine Fraktur mit Verlust an Zahnhartsubstanz ohne Pulpenbeteiligung
Komplizierte Kronenfraktur	Eine Schmelz-Dentin-Fraktur mit Pulpenbeteiligung
Kronen-Wurzel-Fraktur (unkompliziert)	Eine Schmelz-Dentin-Zement-Fraktur ohne Pulpenbeteiligung
Komplizierte Kronen-Wurzel-Fraktur	Eine Schmelz-Dentin-Zement-Fraktur mit Pulpenbeteiligung
Wurzelfraktur	Eine Dentin-Zement-Fraktur mit Pulpenbeteiligung

In einer wissenschaftlichen Stellungnahme der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) wird daher das Tragen eines Mundschutzes bei folgenden Sportarten empfohlen [2]: American Football, Baseball, Basketball, Boxen und andere Kampfsportarten, Eishockey, Feldhockey, Fußball, Geräteturnen, Handball, Inline-Skating, Radsport, Reiten, Rugby, Skateboarding und Wasserball.

# Einleitung

Tabelle 2: Verletzungen des parodontalen Gewebes (übernommen aus [7])

Verletzungsart	Beschreibung
Konkussion	Verletzung des Zahnhalteapparates ohne erhöhte Zahnbeweglichkeit, jedoch mit erhöhter Perkussionsempfindlichkeit
Subluxation	Verletzung des Zahnhalteapparates mit erhöhter Zahnbeweglichkeit
Extrusive Luxation	Verlagerung des Zahnes in axialer Richtung aus der Alveole heraus
Laterale Luxation	Verlagerung des Zahnes in einer nicht axialen Richtung
Intrusive Luxation	Verlagerung des Zahnes in axialer Richtung in den Alveolarknochen
Avulsion	Komplette Verlagerung des Zahnes aus der Alveole

## 1.1.2 Lokalisation und Häufigkeit

In einer 2015 erschienenen Studie von Azami-Aghdash et al. wurden 3197 Artikel zum dentalen Trauma ausgewertet, wovon 44 als relevant eingestuft wurden [9]. In diesen 44 Studien werden insgesamt 69.502 Kinder von 0 – 18 Jahren untersucht und eine Prävalenz an dentalem Trauma von 10,2 % ± 4,70 % unter Jungen und 6,5 % ± 3,40 % unter Mädchen festgestellt. Über einen Sportunfall als Ursache wird innerhalb dieser Studien sehr unterschiedlich berichtet. Eine britische Studie aus dem Jahr 2001, in der 133 Schulkinder einer brasilianischen Stadt untersucht wurden, schreibt den Sportunfällen als Ursache für dentales Trauma nur 2,3 % zu [10]. In einer brasilianischen Studie, in der 1.302 Jugendliche im Alter zwischen 14 und 15 untersucht wurden, erlitten 16 % der Jugendlichen ein Zahntrauma, wovon Sport mit 13,3 % als Ursache genannt wurde [11]. Eine Studie, die 6.312 Schüler aus Taiwan im Alter von 15 – 18 Jahren untersuchte, gibt eine Prävalenz für Zahntrauma von 19,9 % an, wovon 30,8 % auf Sport zurückzuführen sind [12].

# Einleitung

In einer Studie, die mittels Fragebögen erhobene Verletzungsverteilung bei Sportlern aus verschiedenen Sportverbänden im orofazialen Bereich beforstete, geht aus 132 genannten Verletzungen die in Tabelle 3 gezeigte Verteilung hervor [13]. Es wird deutlich, dass Verletzungen im Bereich der Frontzähne die häufigste Form der oralen Verletzung darstellen.

Tabelle 3: Orale Verletzungshäufigkeit (mit Mehrfachnennungen) bei Sportverletzungen [13]

Patienten	132	100%
Zahnfleischverletzungen	4	3 %
Lippenverletzung	34	25,8 %
Frontzahnverlust	51	38,6 %
Frontzahntrauma	28	21,2 %
Frontzahnluxation	8	6,1%
Unterkieferfraktur	6	4,5 %
Zungenverletzung	1	0,8 %

## 1.1.3 Folgen von dentalen Traumata

Laut der „National Youth Sports Foundation for the Prevention of Athletic Injury Inc“ ist dentales Trauma die häufigste, sportbedingte orofaziale Verletzungsform und jeder avulsierte Zahn, der nicht wieder ordnungsgemäß reimplantiert werden kann, könnte bis zu 20.000 \$ Folgekosten, bezogen auf die Lebensspanne eines Menschen, verursachen [14]. Die Folgekosten ergeben sich aus regelmäßigen Nachsorgen und Spätkomplikationen, die zu prothetischer Rehabilitation der betroffenen Zähne oder des betroffenen Arealen führen können.

## 1.2 Sportmundschutz

### 1.2.1 Physikalische Wirkungsweise

Die Hauptaufgabe eines Sportmundschutzes ist die Prävention von Verletzungen bei der Ausübung von Sport. Dafür verwendete Materialien sollen daher die Energie aufprallender Objekte effektiv absorbieren, dämpfen und verteilen [15]. Objekte in Bewegung besitzen einen Impuls  $p$ :

$$p = m \cdot v \quad [N \cdot s] \quad (1)$$

## Einleitung

Um diesen Impuls zu ändern oder zu schwächen, muss dieser laut dem zweiten Newton'schen Axiom eine Kraft  $F$  über einen Zeitraum  $dt$  erfahren. Dies lässt sich folgendermaßen herleiten:

$$\frac{dp}{dt} = \frac{d(m \cdot v)}{dt} = m \cdot \frac{dv}{dt} \quad (2)$$

Die Änderung der Geschwindigkeit  $dv$  pro Zeiteinheit  $dt$  ist als Beschleunigung oder Verzögerung  $a$  definiert. Daher gilt:

$$\frac{dp}{dt} = \frac{d(m \cdot v)}{dt} = m \cdot \frac{dv}{dt} = m \cdot a = F \quad [N] \quad (3)$$

Am Beispiel eines geworfenen Steines ist die Impulsänderung  $dp$ , die es benötigt um den Stein auf die Geschwindigkeit 0 m/s abzubremesen, durch die Masse und die Geschwindigkeit des Steines definiert. Durch  $F = \frac{dp}{dt}$  wird deutlich, dass bei gegebenem  $dp$  die Kraft  $F$ , die der Zahn dem Stein entgegenbringen muss, um ihn zu bremsen, umso kleiner wird je länger die Zeitspanne  $dt$  wird. Dies wird durch den Sportmundschutz erreicht. Durch die Stauchung des Materials wird die Zeitspanne, in der die Impulsänderung des anfliegenden Steines stattfinden muss, verlängert und somit die Kraft verringert.

Um die ausgehende Gefahr eines auf einen Zahn zukommenden Objektes zu klassifizieren, müssen mehrere Faktoren in Betracht gezogen werden. In Tabelle 4 sind die kinetischen Energien verschiedener Sportarten aufgeführt [16]. Für die kinetische Energie  $E_{kin}$  sind die Masse  $m$  und die Geschwindigkeit  $v$  eines Objektes maßgeblich:

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 [J] \quad (4)$$

Obwohl der Fußball über eine deutlich höhere kinetische Energie als der Golfball verfügt, stellt ein geschlagener Golfball eine potenziell größere Gefahr dar. Dies macht deutlich, dass die kinetische Energie nicht das einzige Maß für die Beanspruchung des Sportmundschutzes ist.

## Einleitung

Tabelle 4: Masse, Maximalgeschwindigkeit und kinetische Energie verschiedener Sportutensilien [16]

Objekt	Masse in [g]	Max. Geschwindigkeit in [m/s]	Kinet. Energie in [J]
Kugelstoßen	7.260	15	780
Diskuswurf	2.000	24	600
Speerwurf	800	31	390
Fußball	430	30	195
Hockeypuck	170	47	185
Golfball	46	71	115
Tennisball	57	62	110

Neben der Energieabsorption sollte ein Sportmundschutz eine punktuell eintreffende Kraft so flächig wie möglich verteilen. Im Allgemeinen lässt sich sagen, dass ein steifer Mundschutz die Energie verteilt, während ein elastischer Mundschutz sie absorbiert [17]. Physikalisch kann der Druck  $p$  über die Verteilung einer Kraft  $F$  über eine Fläche  $A$  definiert werden:

$$p = \frac{F}{A} \left[ \frac{N}{mm^2} = MPa \right] \quad (5)$$

Wenn nun die Fläche vergrößert wird, nimmt bei gleichbleibender Kraft der Druck ab. In einem theoretischen Modell könnte also ein völlig steifer Mundschutz, der dem intraoralen Gewebe flächig aufliegt, den hohen Druck einer kleinflächigen Kontaktzone auf ein Vielfaches der Fläche verteilen und somit die am einzelnen Zahn wirkende Kraft verringern. In der Praxis ist dies jedoch durch mehrere Faktoren limitiert. Zum einen ist die Krafrichtung des einschlagenden Objektes von Bedeutung. Bei einem sagittalen Kraftvektor würde sich die Kraft hauptsächlich auf die Labialflächen der Frontzähne und die vestibulären Schleimhautanteile im Frontzahnbereich verteilen. Bei einem kranial verlaufenden Kraftvektor, beispielsweise wie bei einem Kinnhaken, würde der Unterkiefer gegen den Oberkiefer schlagen und die Kraft würde sich in diesem Fall auf die Okklusalfächen bzw.

## Einleitung

Inzisalkanten der Oberkieferzähne und Teile des harten Gaumens verteilen. In der Praxis hängt die potenzielle Fläche, auf die die Kraft verteilt werden kann, auch von der Passgenauigkeit des Sportmundschutzes ab. Je genauer der Sportmundschutz der Schleimhaut und der Zahnhartsubstanz aufliegt, desto größer ist die Fläche, auf die sich die Kraft verteilt und desto stärker kann der Druck minimiert werden.

Die Nachgiebigkeit des einschlagenden Objektes ist ein weiterer Faktor, der die Wirkung des Aufpralls definiert [18]. Bei erhöhter Nachgiebigkeit verformt sich nicht nur der Sportmundschutz beim Aufprall, sondern auch das einschlagende Objekt. Dies hat ebenfalls Auswirkungen auf die Zeitspanne, in der die Impulsänderung des einschlagenden Objekts stattfinden muss. Laut Takeda et al. nimmt die schockabsorbierende Wirkung eines Sportmundschutzes zu, je härter das einschlagende Objekt ist [5]. Auch die Form des einschlagenden Objekts nimmt Einfluss auf den Einschlag. Während ein spitzes Objekt durch eine kleine Kontaktfläche eher eine Kronenfraktur hervorrufen würde, hätte ein stumpfer Gegenstand eher Luxationen und Wurzelfrakturen zur Folge. Dies liegt an der erhöhten Kontaktfläche, welche eine Energieübertragung in die apikalen Bereiche ermöglicht [6].

Die genannten physikalischen Mechanismen führen insgesamt dazu, dass von der ursprünglichen Energie des Objekts, welches den Sportler trifft, effektiv nur ein geringerer Teil am Zahn beziehungsweise dem Zahnhalteapparat ankommt, wenn ein geeigneter Mundschutz getragen wird. Dies verhindert laut der „American Dental Association“ allein im amerikanischen High School und College Football geschätzt 200.000 Verletzungen pro Jahr [14].

### 1.2.2 Sportmundschutzarten

#### Typ 1 Konfektionierter Sportmundschutz

Diese Art des Mundschutzes ist in verschiedenen Größen zu erwerben und sofort einsetzbar. Konfektionierter Sportmundschutz besteht meist aus Polyvinylchlorid, Polyurethan oder einem Co-Polymer aus Vinylacetat oder Ethylen [19]. Sie sind die preisgünstigsten Vertreter des Sportmundschutzes.

## Einleitung

Da ein Sportmundschutz von der Stange nicht an die individuelle Anatomie und Anordnung der Zähne angepasst werden kann, wird diese Form von Sportlern als die unkomfortabelste wahrgenommen [20].

### Typ 2 Intraoral hergestellten Sportmundschutz

Beim intraoral hergestellten Sportmundschutz kann zwischen dem thermoplastischen „Boil and Bite“ – Sportmundschutz und dem Zwei-Komponenten Sportmundschutz unterschieden werden [21]. Beim „Boil and Bite“ Sportmundschutz wird ein thermoplastischer Rohling im kochenden Wasser zwischen 10 und 45 Sekunden erhitzt, anschließend für eine Sekunde in kaltes Wasser gehalten und schließlich im Mund adaptiert. Dies kann durch den Sportler geschehen, sollte aber für ein bestmögliches Resultat von einem Zahnarzt durchgeführt werden. Der Zwei-Komponenten Sportmundschutz besteht aus einer härteren Polyvinylchlorid-Außenhülle und einem Füllmaterial aus Silikongummi oder Acrylgel. Das Füllmaterial wird auf dem Zahnkranz adaptiert und verbindet sich nun mit der eingeführten Außenhülle chemoplastisch [20].

### Typ 3 Individuell angefertigter Sportmundschutz

Der individuell angefertigte Mundschutz wird in Zusammenarbeit von Zahnarzt und Zahntechniker hergestellt. Er bietet die beste Passung, stärkste Retention, das höchste Maß an Tragekomfort und die geringstmögliche Sprachbehinderung. Preislich liegt dieser Sportmundschutz deutlich über Typ 2 und Typ 1. Er wird aus einem thermoplastischen Polymer angefertigt, am häufigsten aus einem Polyvinyl-Acetat-Polyethylen [20]. Die Herstellung eines individuellen Sportmundschutzes bedarf vier elementarer Schritte: Als erstes wird vom Zahnarzt ein Abdruck des Zahnbogens genommen. Anhand dieses Abdruckes wird nun im Zahntechniklabor ein Modell erstellt. Auf dem Modell wird das thermoplastische Material adaptiert. Im letzten Schritt wird der Sportmundschutz ausgearbeitet und poliert [22].

#### 1.2.3 Gestaltung eines Sportmundschutzes

Der Sportmundschutz sollte für den Oberkiefer gestaltet werden, da es im Frontzahnbereich des Oberkiefers zu den meisten Verletzungen kommt [13]. Eine Ausnahme stellen Sportler dar, die eine Angle-Klasse III aufweisen.

## Einleitung

In diesem Fall kann der Sportmundschutz für den Unterkiefer gestaltet werden [23]. Der Sportmundschutz sollte vestibulär so weit wie möglich extendiert werden, sodass eine größtmögliche Fläche der Gingiva abgedeckt ist. Je größer die Fläche, desto größer die Retention und Festigkeit des Mundschutzes. Limitiert wird dies durch die Umschlagsfalte, welche bei einer Überextendierung droht, gereizt zu werden. Die Frenuli müssen dabei ebenfalls ausgespart werden. Dorsal sollte der Mundschutz mindestens einen Molaren erfassen. Palatinal sollte die Gingiva im anterioren Bereich gefasst sein [24]. Es ist zu empfehlen, den Sportmundschutz so zu gestalten, dass eine ausgeglichene Okklusion zwischen Ober- und Unterkiefer vom Sportler erreicht werden kann. Laut Takeda et al. erhöht eine insuffizient eingeschliffene Okklusion sowohl das Risiko einer Unterkieferfraktur bei einem Unfall, als auch das Risiko bei häufiger Benutzung an einer temporomandibulären Arthritis (des Kiefergelenks) zu erkranken [25]. Des Weiteren hat sich gezeigt, dass sich die Schutzeigenschaft des Mundschutzes verstärkt, wenn der Sportler während des Aufpralls zubeißt [26]. Dies spricht ebenfalls für die Gestaltung einer gleichmäßig eingeschliffenen Okklusion.

Bei der Auswahl der Materialstärke muss beachtet werden, dass ein zu dünner Mundschutz zu wenig Schutz bietet, ein zu dicker Mundschutz sich negativ auf den Tragekomfort auswirkt [24]. Der Mundschutz sollte damit so dick wie nötig und so dünn wie möglich gestaltet werden. Laut Westerman et al. ist dieser Kompromiss, unter einer Materialhärte von Shore A80, bei 4 mm gefunden [27].

### 1.2.4 Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des Sportlers

Die Verwendung oral eingesetzter Apparaturen zur Leistungssteigerung geht geschichtlich weit zurück. Römische Soldaten benutzen in Schlachten Lederriemen zwischen ihren Zahnreihen und unter amerikanischen Ureinwohnerinnen war es Brauch, während der Geburt auf Holzstöcke zu beißen [28]. Der Sportmundschutz der heutigen Zeit findet seinen Ursprung jedoch im späten 19. Jahrhundert, bestand aus Guttapercha und hatte eine ausschließlich protektive Aufgabe. Er sollte Boxer vor Lippenverletzungen schützen [29].

Cornwell et al. untersuchten die Nutzungsgewohnheiten und Kenntnisse australischer Basketballspieler zum Sportmundschutz. Die genannten Gründe für das



## Einleitung

Tragen eines Mundschutzes basierten auf der Schutzfunktion und Verletzungsprävention. Unter den Gründen, warum auf ein Sportmundschutz verzichtet wurde, wurde am häufigsten auf einen unangenehmen Sitz, negativ beeinflusste Kommunikation oder Atemfunktion verwiesen. Eine Steigerung der Leistungsfähigkeit wurde jedoch nicht erwähnt [30]. Die Angst der Sportler vor einer negativen Beeinflussung ihrer sportlichen Leistungsfähigkeit ist jedoch laut Studienlage unbegründet [31]. El-Ashker et al. erforschten die kardiopulmonale Einflussnahme verschiedener Sportmundschutzvarianten auf ägyptische Boxer. Es zeigte sich, dass es bei mittlerer Intensität zu keiner Beeinflussung kam und bei hoher Intensität zu einer verminderten Sauerstoffaufnahme durch konfektionierten, nicht jedoch durch individuell angefertigten Mundschutz [32]. Bourdin et al. untersuchten in einer Studie zur veränderten Leistungsfähigkeit die Reaktionszeit, das ausgetauschte Sauerstoffvolumen und die Kraftänderung unter explosiven Bewegungsabläufen und stellte ebenfalls keine signifikante Einflussnahme des Sportmundschutzes auf die physiologischen Parameter der Probanden fest [33].

Eine Vielzahl wissenschaftlicher Studien befassen sich sogar mit der Steigerung sportlicher Leistungsfähigkeit. Dunn-Lewis et al. stellten unter der Verwendung eines „Pure Balance Mouthguard“ eine Steigerung der Kraft beim Bankdrücken und beim vertikalen Sprung fest, jedoch wurde keine Leistungsveränderung beim 10 m Sprint, bei der „sit-and-reach“ Distanz, der visuellen Reaktionszeit und der Balance des Sportlers festgestellt [34]. Ebben et al. stellten eine signifikante Verbesserung der Kniebeugung und Kniedrehung fest bei Sportlern, die während der Übung auf ein Mundstück bissen [35]. Auch die cerebrale Blutzufuhr kann durch einen Sportmundschutz beeinflusst werden. Sensomotorische Cortexareale erfahren laut Momose et al. durch Mastikation eine Durchblutungssteigerung von 26,5 % [36]. Die Kommunikation zwischen Sportlern ist besonders durch den konfektionierten Mundschutz getrübt, da dieser durch einen geschlossenen Kiefer im Mund gehalten wird [2]. Ein individuell angefertigter Sportmundschutz wird von Sportlern durch seine bessere Passung deutlich seltener als sprachbehindernd empfunden [37].

# Einleitung

## 1.2.5 Der konventionelle, analoge Sportmundschutz

### Konventionelle Herstellungsmöglichkeiten

Das aktuelle Standardverfahren zur Herstellung von Typ 3 Sportmundschutz ist das Umformen eines weichen, thermoplastischen Elastomers über ein Gipsmodell [38]. Hierfür kann entweder Vakuum, Druck oder eine Kombination aus beidem genutzt werden [39]. Neben dem thermoplastischen Verfahren kommt auch das Wachsauerschmelzverfahren zum Einsatz, welches aber aufgrund des erhöhten Aufwandes selten verwendet wird [15]. Bei der Druckformtechnik wird das Polymer, welches vorher in eine Haltvorrichtung gespannt wird, von einer Heizeinheit auf eine vom Hersteller definierte Temperatur erhitzt und schließlich über das Modell geschwenkt. Wenn sich das erhitzte Polymer über dem Modell befindet, wird Druck zugeführt und das Polymer schmiegt sich dem Modell an. Bei der Vakuumformtechnik befinden sich Heizeinheit, Haltvorrichtung mit Polymer und Vakuumeinheit senkrecht übereinander. Das erhitzte und dadurch weiche Polymer wird bei einer vorher definierten Temperatur nun automatisch unter Vakuum über das Modell gezogen [40]. Diese Methode kann mehrfach wiederholt werden, um damit einen laminierten Aufbau des Sportmundschutzes zu erreichen [41]. Der Laminierungsprozess kann genutzt werden, um unterschiedliche Materialien von unterschiedlicher Härte im Sportmundschutz zu verbauen. Bochning et al. ummantelten auf diese Weise in einem Mundschutz ein Nylonnetz von zwei Schichten Ethylen Vinyl Acetat. Auch eine steife Schicht aus Polyethylenterephthalat-Glycol wurde auf diese Weise von zwei weicheren Ethylen Vinyl Acetat Schichten ummantelt [42].

### Verwendete Materialien

Zur Herstellung von Sportmundschutz wurden bis jetzt Ethylen Vinyl Acetat (EVA), natürlicher Gummi, Silikone, Polyvinylchlorid (PVC), Polyurethane, Acrylharze und Polyolefine verwendet [45,46], wovon Silikone und Polyolefine auch beim Wachsauerschmelzverfahren zum Einsatz kamen [15]. EVA ist in dieser Auswahl das mit Abstand meist genutzte Material für die Herstellung von Sportmundschutz und hat durch seine Überlegenheit PVC, Acrylharze und Polyurethane praktisch eliminiert [44]. Der Anteil an Vinylacetat in EVA Copolymeren kann je nach Hersteller variieren, was eine Variation an

## Einleitung

Materialeigenschaften zur Folge hat. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass mit steigendem Anteil an copolymerisierten Vinylacetat das Material flexibler, dehnbarer und widerstandsfähiger wird [45]. Die Überlegenheit der Materialeigenschaften des EVA wird jedoch auch angezweifelt. EVA absorbiert laut Suzuki et al. im Vergleich deutlich mehr Wasser als Polyolefin, was beim intraoralen Einsatz mit Problemen wie erhöhter Expansion, Pigmentierung und bakterieller Verunreinigung einher geht. Die adhäsive Bindungskraft zwischen den laminierten Folien ist bei Polyolefin ebenfalls stärker [46]. Laut Chowdhury et al ergaben sich bei einem Drop-Ball Versuch keine signifikanten Unterschiede in der gemessene Stoßdämpfung zwischen dem gemessenen EVA und Polyolefin [47]. Cummins et al. untersuchten mittels Finite-Elemente-Analyse (FEA) die Kräfteumverteilung durch EVA-Kunststoffe und kam zum Ergebnis, dass selbst bei steigender Materialstärke der Effekt der Kräfteumverteilung durch EVA nur geringfügig ausfällt [17].

### Schwächen der konventionellen Herstellungsverfahren

Eine der elementarsten Schwächen der konventionellen Herstellungsverfahren ist die inhomogene und schwer reproduzierbare Materialstärke, welche durch unterschiedlichste Faktoren beeinflusst wird. Dies ist unter anderem bei der Wahl der Herstellungsmethode der Fall. Mizunashi et al. verglichen die Passung und die thermisch bedingte Ausdünnung von Sportmundschutz, der mittels Druckformtechnik und Vakuumformtechnik hergestellt wurde. Es stellte sich heraus, dass das Vakuumverfahren eher die Materialstärke behielt, während beim Druckformverfahren eine bessere Passung erzielt werden konnte [48]. Im Gegensatz dazu kam eine andere Studie zu dem Ergebnis, dass Mundschutz, der unter Vakuum hergestellt wurde, dünner ausfällt als Mundschutz der unter Druck geformt wurde [49]. Grundsätzlich kommt es zur Ausdünnung der Folie besonders in den Bereichen, in denen sich hervorstehende anatomische Strukturen befinden [41].

Die Materialwahl hat ebenfalls Einfluss auf die Materialausdünnung. Takahashi et al. untersuchten die Materialdicke von Sportmundschutz aus EVA, Olefin Copolymer und Polyolefin-Polystyren Copolymer, hergestellt auf identischen Gipsmodellen aus Rohlingen gleicher Materialstärke. Es wurde festgestellt, dass sich

## Einleitung

die Materialstärke der fertigen Sportmundschutze signifikant unterscheiden [38]. Neben Herstellungsart und Materialart nehmen auch Maße des Gipsmodells und die räumliche Lage des Modells bei der Herstellung Einfluss auf die Dicke des Mundschutzes. Del Rossi et al. zeigen in einer Studie zum Zusammenhang zwischen Modellmaßen und Materialstärken, dass der Mundschutz umso dünner wird, je höher das Gipsmodell ist und je länger der Zahnbogen ist [50]. Kojima et al. stellten fest, dass die Materialstärke des Kunststoffes vom Winkel der Modellfläche zur Folie beeinflusst wird. Die Verdünnung der Folie war unter Flächen, die einen Winkel von  $45^\circ$  beziehungsweise  $90^\circ$  zur Folie hatten, signifikant stärker ausgeprägt gegenüber Folien, die auf eine horizontale Fläche gezogen wurden [51].

Beim Verlust des Sportmundschutzes kann auf dem bereits existierenden Modell kein weiterer Sportmundschutz hergestellt werden, da dies Einbußen in der Passgenauigkeit als Konsequenz hätte [43]. Es müsste also ein neuer Abdruck genommen werden und ein neues Modell erstellt werden. Da im zweiten Modell die Maße und die räumliche Ausrichtung im Vakuum/Druckumformgerät nicht identisch wären, wäre auch der zweite Mundschutz nicht identisch zum ersten. Außerdem ist eine erneute Abdrucknahme mit Modellherstellung sehr aufwändig.

Der thermoplastisch bedingten Ausdehnung über bestimmte Modellareale kann zwar durch einen laminierten Aufbau entgegengewirkt werden [50], dies kann jedoch auch Nachteile zur Folge haben. Im Fall einer unvollständigen Lamination sinkt die Verbundkraft der laminierten Folien. Wenn die durch unvollständige Lamination entstandene Spalte Zugang zu Speichel hat, wäre dies hygienisch bedenklich. Ihara et al. untersuchten unter anderem die Haftkraft von laminiertem Sportmundschutz mittels Delaminationstest. Nach erfolgtem Test wurde die Frakturfläche analysiert. Laminiertes Mundschutz aus EVA zeigte ausschließlich einen Grenzflächenbruch, was einen verbesserungswürdigen Verbund symbolisiert [52].

### 1.2.6 Der digitale, 3D gedruckte Sportmundschutz

Die Anwendung von Computer-Aided Design (CAD) und Computer-Aided Manufacturing (CAM) entwickelte sich in der Zahnmedizin in den letzten Jahrzehnten

## Einleitung

stark weiter. Dies hat zur Entwicklung neuer Materialklassen und zur Automatisierung unterschiedlicher Arbeitsabläufe geführt [53]. Im Bereich der additiven Fertigung stehen verschiedene Herstellungsverfahren zur Verfügung, von denen nur eine Auswahl vorgestellt wird:

Beim ‚Fused Filament Fabrication‘ -Verfahren (FFF) werden thermoplastische Materialien, wie Polylactide (PLA), Acrylnitril-Butadien-Styrol oder Wachse in einen Extruder geführt und dort erhitzt, um anschließend in geschmolzener Form über eine Düse herausgepresst zu werden. Der Düsenkopf, meist in X und Y-Achse beweglich, presst das erhitzte Material auf eine Plattform. Nach Abschluss der ersten Schicht wird das Objekt in der vertikalen Z-Achse bewegt und die zweite Schicht kann auf die Erste gelegt werden. Das Objekt wird auf diese Weise Schicht für Schicht gedruckt [53]. Im Vergleich zu anderen Verfahren ist beim FFF der Verbund zwischen den Schichten geringer, was eine Anisotropie der gedruckten Objekte zur Folge hat. Folglich muss die Richtungsabhängigkeit der Materialeigenschaften beim FFF Druck von dentalen Applikationen berücksichtigt werden. Die Vorteile der FFF liegen in der Kosteneffizienz und der großen Materialauswahl. Verfahrenstechnisch könnte ein FFF Drucker theoretisch mit mehreren Extrudern ausgestattet werden, um unterschiedliche Materialien in einem Objekt zu vereinen [53].

Die Lithografieverfahren arbeiten im Gegensatz zum FFF nicht über Thermik, sondern über Polymerisationsprozesse. Sie werden unter anderem in das Digital Light Processing (DLP) und die Stereolithografie (SLA) unterteilt. Beim DLP wird eine lichtdurchlässige Wanne mit einem flüssigen, lichthärtenden Polymer gefüllt und mittels Projektors in einer Wellenlänge von 405 nm oder 385 nm bestrahlt. Üblicherweise wird das vom Projektor erzeugte Bild durch die Unterseite der Wanne auf eine im flüssigen Kunststoff hängende Plattform projiziert. Die beleuchteten Anteile der Plattform polymerisieren nun aus. Nach Aushärten der ersten Schicht wird die Plattform senkrecht, in der Z-Achse verlaufend, aus der Wanne gezogen und dabei mit den einzelnen Schnittbildern des Objekts bestrahlt. Dabei entsteht das zu druckende Objekt, Schicht für Schicht. Es gibt auch Systeme, bei denen die Plattform in den Kunststofftank abgesenkt wird und das Modell von oben belichtet wird. Das SLA ist dem DLP Verfahren grundsätzlich

## Einleitung

ähnlich. Der Unterschied liegt in der Erzeugung des Bildes. Im Gegensatz zur DLP Variante, bei der das Bild flächig auf die Plattform projiziert wird, wird beim SLA die Polymerisation durch einen Laser erreicht, der das zu erzeugende Bild punktgenau abfährt [54]. Da sich die Plattform in einer Wanne aus einem flüssigen Polymer befindet, kann das Objekt nur aus einem Material bestehen. Zu den Stärken der Lithografieverfahren zählen die glatte Oberfläche, die Detailreife und die große Materialauswahl [53]. Nach abgeschlossenem Fertigungsprozess kommt es beim Lithografieverfahren zum Postprocessing, in dem die gefertigten Teile mit Alkohol gereinigt werden und schließlich in einem Lichthärtegerät in einer definierten Wellenlänge nachgehärtet werden. Dies sichert die Dimensionsstabilität und Biokompatibilität der Werkstücke [54].

Beim Polyjet Verfahren wird, ähnlich dem Verfahren beim konventionellen Tintenstrahldrucker, über einen Druckkopf mit mehreren linear angeordneten Düsen ein flüssiges Photopolymer auf eine Plattform aufgebracht und mittels einer UV-Lichtquelle, die sich am Druckkopf befindet, auspolymerisiert. Nachdem die erste Schicht aufgetragen und polymerisiert ist, fährt die Plattform in der Z Achse herab und die zweite Schicht kann aufgebracht und polymerisiert werden [53]. Im Polyjetverfahren können problemlos mehrere Druckköpfe simultan zum Einsatz kommen, was die Kombination von unterschiedlichen Materialien ermöglicht und den Hauptvorteil dieser Technik darstellt. In der Materialauswahl ist das Polyjet Verfahren jedoch durch die Notwendigkeit einer niedrigen Viskosität des flüssigen Polymers limitiert [55]. Ein weiterer Nachteil sind die hohen Kosten der Polyjet Technologie [53]. Die Oberflächenglätte ist auch in komplexen Geometrien bei einer Schichtstärke unter 20 µm sehr gut und bedarf nach dem Druck keiner Nachbearbeitung [56].

### Chancen des 3D gedruckten Sportmundschutz

In der Literatur finden sich nur drei Studien [57,58,59] und ein Proof-of-Concept [60] zur Herstellung von 3D gedrucktem Sportmundschutz. Li et al. produzierten in einem ausschließlich digitalen Workflow, bestehend aus Intraoralscan, CAD und additiver Fertigung, mehrere Sportmundschutze aus Polyetheretherketon (PEEK). Diese wurden unter anderem mittels Fragebögen über den Grad an

## Einleitung

Zufriedenheit, Retention, Aussehen und Komfort mit konventionellen verglichen. In allen untersuchten Kategorien bis auf die Retention, in der konventionell und 3D gedruckt gleich abschnitten, war der 3D gedruckte Sportmundschutz überlegen [57]. Protektive Eigenschaften des Sportmundschutzes wurden in dieser Studie nicht verglichen.

Sousa et al. verglichen 3D druckbare Kunststoffe, die für die Herstellung von Sportmundschutz verwendet werden könnten mit dem Ziel, die Einflussnahme der Materialprobenstärke und der Schichtungsstärke auf die Materialeigenschaften zu ermitteln. Es handelte sich um recycelte Polylactide (rPLA), Polymethylmethacrylat (PMMA), hochschlagfestes Polystyrol (HIPS) und thermoplastisches Polyurethan (TPU). Es wurden eine chemische Analyse, Zugversuche, ein Pendelschlagversuch nach Charpy durchgeführt, die thermische Stabilität bewertet und die Oberflächenbeschaffenheit mikroskopisch untersucht. Im Ergebnis zeigte sich, dass alle untersuchten Materialien hydrophob waren und eine niedrige Oberflächenenergie aufwiesen. Dies lässt auf eine geringe Wasserabsorption und damit auf eine gute Formstabilität und erschwerte bakterielle Anhaftung schließen. Ein weiteres Ergebnis war, dass die Frakturresistenz durch die Schichtstärke beeinflusst wurde. Bezogen auf die Schlagfestigkeit waren rPLA, PMMA und HIPS über TPU und EVA angesiedelt. Bei der Energieabsorption schnitten 2 mm starkes HIPS, 2 mm starkes PMMA und 4 mm starkes TPU ähnlich gut ab wie EVA [58].

Yanagi et al. befassten sich ebenfalls mit 3D gedrucktem Sportmundschutz. Das Ziel war die Genauigkeit und die Reproduzierbarkeit zu untersuchen und mit konventionellem EVA Sportmundschutz zu vergleichen. Es wurde ein Modell gescannt, ein Mundschutz mittels CAD erstellt und schließlich 3D gedruckt. Die gedruckten und konventionell hergestellten Sportmundschutzexemplare wurden an definierten Stellen vermessen. Es stellte sich heraus, dass es signifikante Unterschiede in den Materialstärken der EVA Exemplare gab, während die gedruckten Exemplare gleichmäßig stark waren. Der gedruckte Sportmundschutz entsprach damit genau der digital entworfenen Version [59]. Dies eliminiert die thermoplastisch bedingte inhomogene Materialschwindung innerhalb eines

## Einleitung

Sportmundschutzes, welche in Kapitel 1.2.5 bereits thematisiert wurde, und zu den fundamentalsten Schwächen des konventionellen Sportmundschutzes zählt.

Ein weiterer Vorteil des digitalen Sportmundschutzes, der auf der Hand liegt, ist die Reproduzierbarkeit. Bei Verlust des Sportmundschutzes oder zu starker Abnutzung, welche laut Del Rossi et al. [61] schon nach einer Sportsaison auftreten kann, ist eine genaue Reproduktion des Sportmundschutzes durch einen gespeicherten Datensatz möglich [59]. Beim digitalen Workflow kann die digitale Abdrucknahme durch Intraoralscanner für den Patienten erfolgen. Dies ist speziell für Kinder und Erwachsene Patienten mit ausgeprägtem Würgereiz eine Erleichterung [59]. Die Möglichkeit der Verarbeitung mehrerer Kunststoffe bzw. Silikone innerhalb eines additiv gefertigten Sportmundschutzes stellten Unkovskiy et al. in einem klinischen Proof-of-Concept unter Beweis. Es wurden in einem digitalen Workflow zwei Sportmundschutze additiv hergestellt, einer aus Silikon und einer aus einem Polymer. Beide Exemplare besaßen eine steifere Außenhülle (Polymer: Shore A90, Silikon: Shore A60) mit weichem, dem oralen Gewebe anliegendem Innenmaterial (Polymer: Shore A50, Silikon: Shore A20). Die klinische Passung wurde vom Patienten als akzeptabel beschrieben. Zu den protektiven Eigenschaften der Sportmundschutze wurden keine Angaben gemacht [60].

EVA ist unter den Sportmundschutzmaterialien aufgrund der Verarbeitbarkeit und Stoßdämpfung der Goldstandard [58]. Wie und ob sich 3D gedruckter Sportmundschutz, speziell bei der Stoßdämpfung und Kräfteverteilung, aber auch bei der Haltbarkeit, der Biokompatibilität, der Kosten und Aufwandsrechnung mit EVA messen kann, muss noch durch weitere Studien untersucht werden.

### 1.3 Forschungsmethoden zur Beurteilung physikalischer Eigenschaften

Ein direkter Vergleich der Forschungsergebnisse zum Thema Sportmundschutz fällt nicht leicht, da standardisierte Richtlinien für die Materialprüfung fehlen [43]. Bei den physikalischen Eigenschaften kann zwischen der protektiven Wirkung und dem Einfluss auf die Haltbarkeit des Sportmundschutzes unterschieden werden. Während die Schockabsorption, Härte und Steifheit die protektive Fähigkeit beeinflussen, bezieht sich die Wasserabsorption und Reiß- und Zugfestigkeit auf



## Einleitung

die Haltbarkeit des Sportmundschutzes [49,63]. Da sich diese Arbeit ausschließlich mit der Schockabsorption befassen soll, werden im Folgenden nur Methoden zur Beurteilung der protektiven Eigenschaften beschrieben.

### 1.3.1 Kraftmessdosen

Kraftmessdosen werden zur Messung von Kraft und Drehmoment genutzt. Wenn sie mechanisch durch Zug oder Druck beansprucht werden, verformen sie sich und es ändert sich der elektrische Widerstand in den Dehnungsmessstreifen (DMS) innerhalb der Kraftmessdose. Die Änderung des elektrischen Widerstandes ist proportional zur wirkenden Kraft [63].

Physikalisch lässt sich dies auch über den Energieerhaltungssatz erläutern, nachdem die potenzielle Energie  $E_{pot}$  eines angehobenen Fallkörpers gleich der kinetischen Energie  $E_{kin}$  des fallenden Körpers ist.

$$E_{pot} = E_{kin} \quad (6)$$

Bei einem angehobenen Objekt ergibt sich die potentielle Energie aus der Masse  $m$ , dem Ortsfaktor  $g$  und der Höhe  $h$  aus welcher der Körper fällt:

$$E_{pot} = m \cdot g \cdot h \text{ [J]} \quad (7)$$

Die kinetische Energie kann nicht nur mittels Masse und Geschwindigkeit erklärt werden, wie in Formel (4) dargestellt, sondern auch mit wirkender Kraft  $F$  über eine zurückgelegte Strecke  $s$ :

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 = F \cdot s \text{ [N} \cdot \text{m]} \quad (8)$$

Aus den Formeln (6), (7) und (8) ergibt sich folgende Gleichung:

$$m \cdot g \cdot h = F \cdot s \quad (9)$$

Durch Umstellen der Formel (9) ergibt sich die wirkende Kraft  $F$ , welche bei einem fallenden Objekt durch eine Kraftmessdose erfasst werden kann:

$$F = \frac{m \cdot g \cdot h}{s} \quad (10)$$

Aus dieser Formel wird klar, dass bei einem fallenden Gewicht auf eine Kraftmessdose die Kraft  $F$  umso höher wird, je kleiner die Abbremsstrecke  $s$  ist.

## Einleitung

Kraftmessdosen sind durch ihre einfache Funktionsweise in vielerlei Form erhältlich und damit in unterschiedlichen Experimenten integrierbar. Takeda et al. ließen in einer Studie zur Untersuchung der Einflussnahme des Schlagobjekts auf die Einschlagkraft sieben verschiedene Aufschlagobjekte, welche an einem Pendel befestigt waren, gegen eine Kraftmessdose schwingen, welche wiederum von einem Sportmundschutz abgedeckt war [64]. Fukasawa et al. ließen in einem „Drop-Ball“ Experiment eine Stahlkugel (Gewicht 32,6 g) aus einer Höhe von 600 mm auf eine Sportmundschutzprobe fallen, welche wiederum auf drei Kraftmessdosen auflag.

### 1.3.2 Beschleunigungssensoren

Das Messprinzip von Beschleunigungssensoren ist die Ableitung mehrerer aufeinanderfolgender Weg-Zeit-Messungen. Meist wird die Bewegung einer seismischen Masse piezoelektrisch erfasst und die Spannungsänderungen liefern Informationen über die Beschleunigung [65]. Bochning et al. nutzen unter anderem einen piezoelektrischen Beschleunigungssensor, um die Schlagdämpfungseigenschaft verschiedener Sportmundschutze zu messen. Der Schlag auf den Mundschutz wurden durch ein Stabpendel erzeugt, an dessen Ende ein Aufschlagobjekt und ein Beschleunigungssensor befestigt wurden. Der Beschleunigungssensor maß den Abbremsprozess in g (Einheit der Erdbeschleunigung) [42].

### 1.3.3 Dehnungsmessstreifen

DMS haben einen elektrischen Leiter integriert, der bei Dehnung oder Stauchung eine Änderung in Länge und Querschnitt erfährt, welche sich wiederum auf den Widerstand des Leiters auswirkt. Bei Dehnung nimmt die Länge des Leiters im DMS zu, der Querschnitt nimmt ab und der elektrische Widerstand nimmt zu [66]. Handa et al. [67] brachten an einem künstlichen Frontzahn eines Kiefermodells im Bereich der Krone und des Cervix zwei DMS an. Eine Stahlkugel an einem Pendel schlug gegen das Kiefermodell im Bereich der Frontzähne und die Deformation dieser Frontzähne wurde durch die DMS gemessen.

# Einleitung

## 1.3.4 Laservibrometer

Bochning et al. nutzten im Versuchsaufbau neben dem in Kapitel 1.3.2 beschriebenen Beschleunigungssensor auch einen Laservibrometer. An einem fest verschraubten Oberkiefermodell aus Stahl war ein einzelner Frontzahn, ebenfalls aus Stahl, über eine Rotationsachse und Zugfeder beweglich gelagert. Am apikalen Ende dieses Modellzahnes war ein Spiegel angebracht, worauf ein Laserstrahl gerichtet war. Beim Aufschlagen des Pendels wurde der beweglich gelagerte Zahn ausgelenkt. Das Maß der Auslenkung wurde durch den Laser detektiert, da sich der Spiegel auf der anderen Seite der Rotationsachse befand [42].

## 1.3.5 Finite-Elemente-Analyse

Bei FEA wird ein Computermodell des intraoralen Gewebes genutzt, welches Anatomie und Gewebeeigenschaften, unter anderem Streckgrenze, Poissonzahl und Elastizitätsmodul, simuliert. Dabei können Voraussagen über das Verhalten des Gewebes unter bestimmten Belastungseinflüssen getroffen werden. Es wird dabei rein virtuell ein komplexes Knotensystem gebildet, welches sich als Gitter darstellt und als „Mesh“ bezeichnet wird. Das Mesh verhält sich unter Belastung wie eine Art Spinnennetz, da jeder Knotenpunkt miteinander verbunden ist [68]. Gialain et al. erstellten über Daten eines CT Scan ein Mesh des Zahnes 21 aus Dentin und Schmelz mit den jeweiligen Materialeigenschaften. Der Zahn wurde mit dem Mesh eines Sportmundschutzes aus verschiedenen Stärken belegt. Dann wurde mittels FEA der Aufprall eines Gummiballes mit 10 mm Durchmesser und der Geschwindigkeit von 5 m/s simuliert und dabei die entstehenden Zug- und Druckspannungen im Dentin und Schmelz analysiert [69].

## 1.3.6 Fujifilm Prescale Folie

Chowdhury et al. untersuchten in einem Experiment unter anderem die Kräfteverteilung innerhalb rundlicher Materialproben mit dem Durchmesser von 50 mm. Zur Messung und Veranschaulichung wurde ein vorgeschchnittenes Stück Druckmessfolie (Prescale Film, Fujifilm Business Supply C., Tokyo, Japan) genutzt, welches unterhalb der Materialprobe platziert wurde [47]. Innerhalb der Folie sind mikroskopisch kleine Farbelemente angeordnet, die bei einer durch den Hersteller definierten Druckgrenze auslösen und makroskopisch sichtbar werden.

# Einleitung

Hierdurch kann demonstriert werden, auf welche Fläche das Sportmundschutzmaterial eine punktuell angreifende Kraft verteilen kann.

## 1.4 Ziel, Forschungsfragen und Nullhypothesen

Die vorliegende Arbeit verfolgt zwei Ziele:

Erstes Ziel ist es, einen Versuchsaufbau zu entwerfen und umzusetzen, in dem unterschiedliche Materialproben für Sportmundschutz in der Schockabsorption, gegebenenfalls in zukünftigen Studien auch in der Kräfteverteilung, untersucht und verglichen werden können. Als weiteres Ziel, soll in diesem Versuchsaufbau die Messung von sowohl thermoplastisch hergestellten Goldstandard Materialien als auch additiv hergestellten Materialproben untersucht werden.

Folgende Forschungsfragen sollen beantwortet werden:

- Wie kann ein Versuchsaufbau zur Messung von Schockabsorptionseigenschaften für Sportmundschutzmaterialien entworfen, umgesetzt und optimiert werden?
- Besteht zwischen thermoplastisch geformten und additiv gefertigten Materialien ein Unterschied in den Eigenschaften der Schockabsorption?
- Welchen Einfluss hat die Herstellungsform auf die Materialstärke?
- Kommt es bei mehrmaliger Belastung einer Materialprobe zu einer Veränderung der Schockabsorptionsfähigkeit?

Es werden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

1. Es besteht kein statistischer Unterschied in der gemessenen Schockabsorption zwischen thermoplastisch geformten und additiv hergestellten Materialproben im konzipierten Versuchsaufbau.
2. Die Herstellungsform (additiv oder thermoplastisch) nimmt keinen Einfluss auf die Materialstärke nach Fertigung.
3. Die Anzahl der Versuchsdurchführungen hat keinen Einfluss auf die Schockabsorptionsfähigkeit.

# Material & Methoden

## 2 Material & Methoden

### 2.1 Versuchsaufbau

#### 2.1.1 Konstruktion eines Versuchsaufbaus und Validierung

Zu Beginn der Forschungsarbeit stand aus der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie der Universität Tübingen die Kraftmessdose KM26z (ME Messsysteme GmbH, Hennigsdorf, Deutschland) mit dem 4-Kanal Messverstärker GSV-4USBD37 (ME Messsysteme GmbH) zur Verfügung. Dieses Equipment war Grundlage für die Entwürfe des ersten Versuchsaufbaus. Über einen Laptop und der zugehörigen GSVMulti-Software (ME Messsysteme GmbH) konnte bei diesem Verstärker mit einer Messfrequenz von 1.000 Hz gemessen werden.

Es wurde ein rundes Fundament aus Stahl mit einem Durchmesser von 100 mm angefertigt, welches unterhalb der KM26z als Verankerung diente. Zusätzlich wurde eine Auflage konstruiert und angefertigt, ebenfalls aus Stahl, welche oberhalb der KM26z als Unterlage für die Materialprobe diente. Auflage und Fundament waren über je eine Gewindestange mit der Kraftmessdose verbunden und leiteten über diese die Kraft ein (Abbildung 1). Ein Linearkugellager, in welchem der Bolzen vertikal gelagert wird, wurde fest mit einem starren Holzgerüst verschraubt, welches als äußeres Gerüst zu betrachten ist. Als Fallkörper wurde eine Stahlkugel genutzt, in die radial eine Öse geschraubt war. Anhand dieser Öse sollte der Fallkörper mittels Bindfadens gegen einen Positioniererring gezogen werden, der die orthogonale Ausrichtung der Kugel gegen den Bolzen sicherstellen sollte (Abbildung 2).

## Material & Methoden

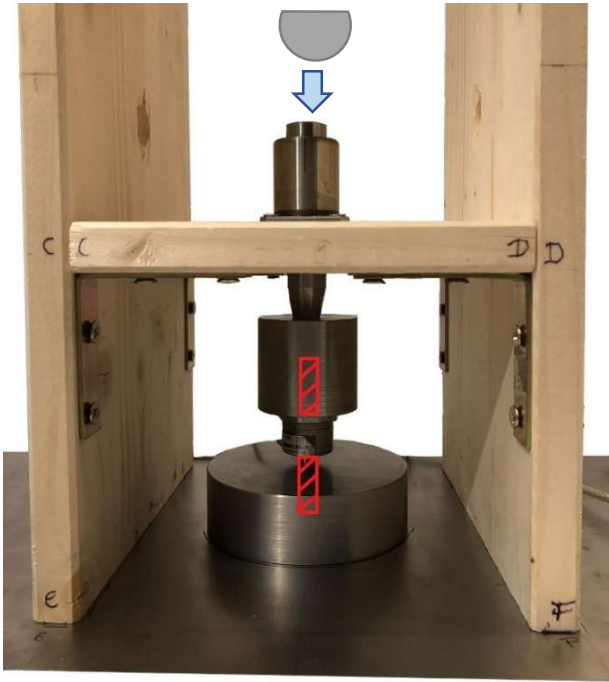


Abbildung 1: Kraftmessdose KM26z mit Fundament und Auflageplatte, in Rot sind die Kräfteinleiter der KM26z symbolisiert. Die Kugel und deren Fallrichtung sind mit grauem Kreis und blauem Pfeil angedeutet.



Abbildung 2: Fallkörper des ersten Versuchsaufbaus bestehend aus Stahlkugel mit eingeschraubter Öse. Der Positioniererring, gegen den die Kugel per Bindfaden gezogen wird, liegt symbolisch auf.

Der Positioniererring musste außerdem genau mittig, in Fallrichtung oberhalb des Stahlbolzens positioniert werden. Hierzu wurde ein Holzbrett 25 cm oberhalb des Bolzens horizontal mit dem Gerüst verschraubt. In diesem Brett befand sich

## Material & Methoden

eine großzügige Aussparung, in welche der Positioniererring in exakter Position oberhalb des Bolzens durch Epoxidharz eingeklebt werden konnte (Abbildung 3). Die Bestimmung der Mitte geschah mittels Senklots. Der Fallkörper konnte nun gegen den Ring gezogen und dadurch in einer eindeutigen und reproduzierbaren Position eingestellt werden. Wenn der Faden losgelassen wurde, fiel die Kugel herab und schlug auf den Bolzen, der die kinetische Energie des Fallkörpers auf die Materialprobe übertrug. Mit den bekannten Größen  $h$  (Abstand zwischen Kugel und Bolzen) und der Gewichtskraft  $g$ , umgestellt nach Formel (11), konnte die Geschwindigkeit  $v$  der Kugel beim Aufschlag auf dem Bolzen berechnet werden (Formel (12)):

$$h = \frac{1}{2} \cdot g \cdot t^2 \rightarrow t = \sqrt{\frac{2h}{g}} \quad (11)$$

$$v = g \cdot t \quad (12)$$

Die Stahlkugel besaß beim Aufschlag auf den Bolzen eine Geschwindigkeit von 2,207 m/s und damit eine kinetische Energie von 1,27 J (Formel (8), Seite 25).

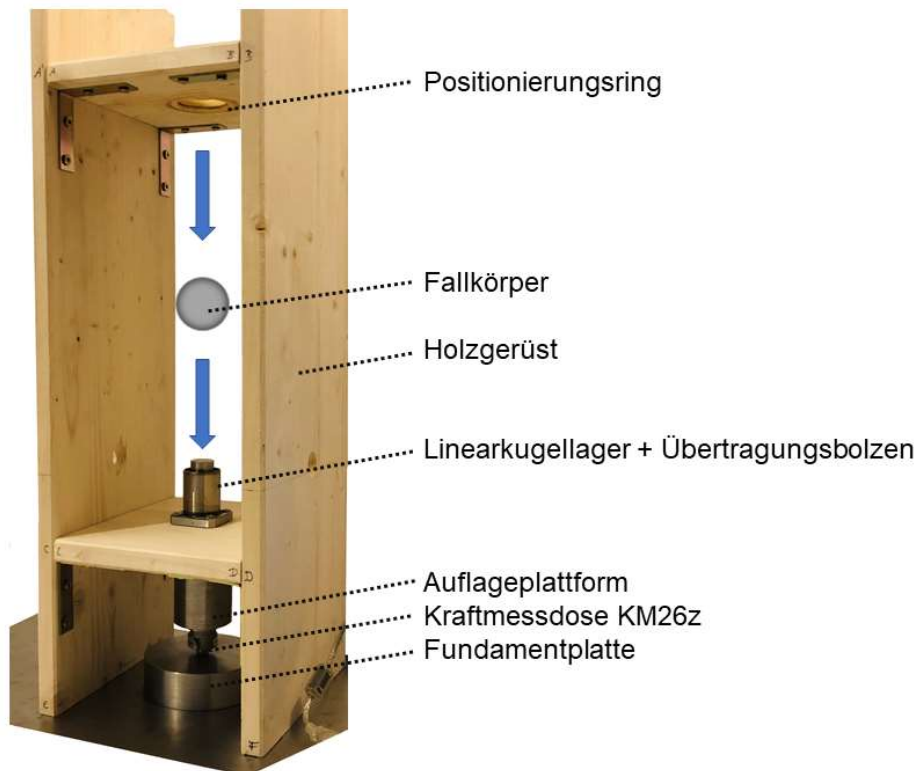


Abbildung 3: Ursprünglicher Versuchsaufbau mit Positioniererring und Kraftmessdose KM26z

## Material & Methoden

Erste Probemessungen zeigten jedoch bei scheinbar identisch ablaufenden Probeversuchen sehr unterschiedliche Ergebnisse (Abbildung 4). Als mögliche Ursachen wurden hierfür mehrere Störfaktoren in Betracht gezogen. Es wurde angenommen, dass der Fallkörper den Stahlbolzen nicht reproduzierbar mittig traf. Dabei könnten ungleich verteilte Reibungsenergien innerhalb des Linearkugellagers entstanden sein, welche das Ergebnis verfälschten. Als Problem wurde hier die manuelle Bedienung des Fadens ausgemacht, der nicht schlagartig losgelassen wurde und so zu einer seitlichen Verschiebung des Fallkörpers führte.

Als ein weiteres Problem wurde der Ring identifiziert, welcher nicht exakt über dem Schlagbolzen positioniert war, wenn der Standort des Holzgerüsts geändert wurde und sich damit auch die Neigung änderte. Aufgrund der Spielräume zwischen den Gewindestangen der KM26z und der Auflageplattform bzw. des Fundaments führt eine schief fallende Kugel zu Querkräften, die nicht axial in die Kraftmessdose eingeleitet wurden und damit die Verfälschungen der Messergebnisse in den Probeversuchen erklärten.

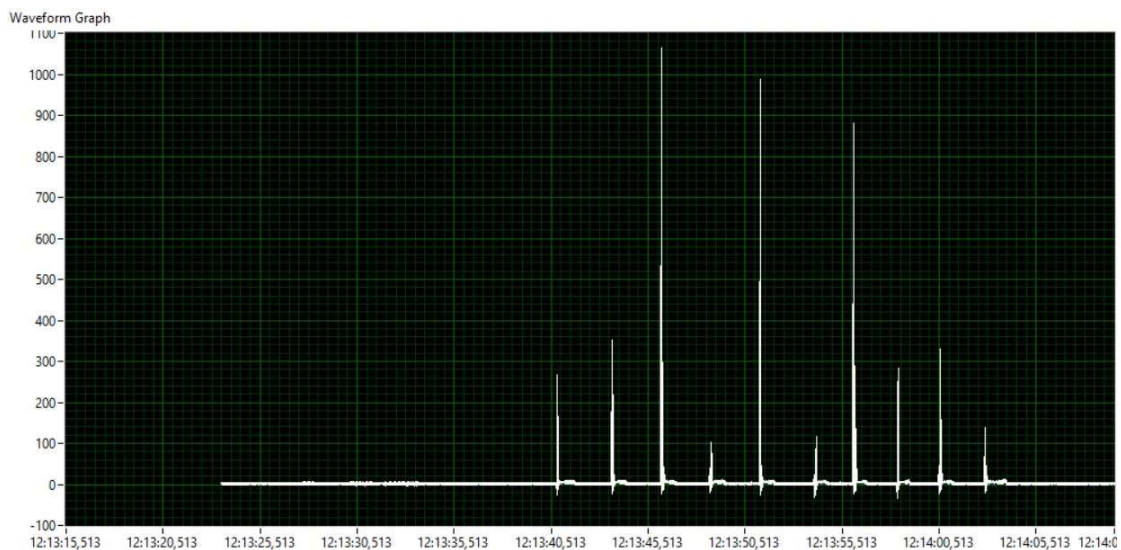


Abbildung 4: Screenshot aus GSV Multi Software zu einer Probeversuchsreihe, die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf mit Versuch 1 – 10, die Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N.

Als weiterer Grund für die unterschiedlichen Messergebnisse wurde ein Defekt der Kraftmessdose oder des Messverstärkers vermutet. Um diesen trivialen Fehler auszuschließen, wurde ein Experiment durchgeführt, in welchem ein möglichst einfacher und sicher reproduzierbarer Stoß des Bolzens auf die Auflage



## Material & Methoden

durchgeführt werden konnte. Hierzu wurde ein gebogener Winkel mit Klebeband am Linearkugellager fixiert. Wie in Abbildung 5 zu sehen, war der vertikale Teil des Winkels am Linearkugellager fixiert und der horizontale Teil schwebte wenige Zentimeter oberhalb des Linearkugellagers. Der Stahlbolzen, der sich innerhalb des Kugellagers befand, wurde nun gegen die horizontale Fläche des Winkels gezogen und fallen gelassen.

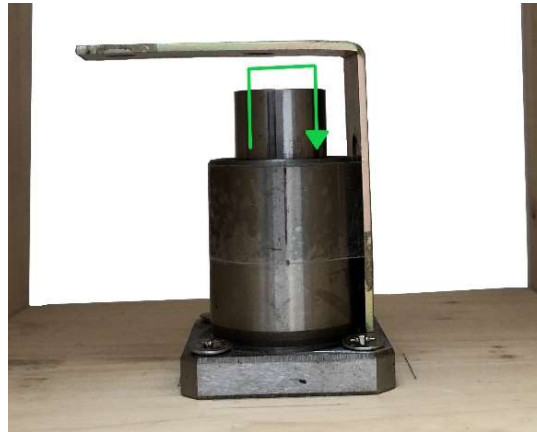


Abbildung 5: Zwischenexperiment bei dem der Bolzen gegen einen fixierten Winkel gezogen wird und schließlich auf die Kraftmessdose fallen gelassen wird.

Der Bolzen fiel senkrecht nach unten, geführt vom Kugellager, und traf auf die Auflageplattform. Dieser Prozess wurde insgesamt 78-mal wiederholt und dabei von der KM26z und GSVmulti Software gemessen und aufgenommen.

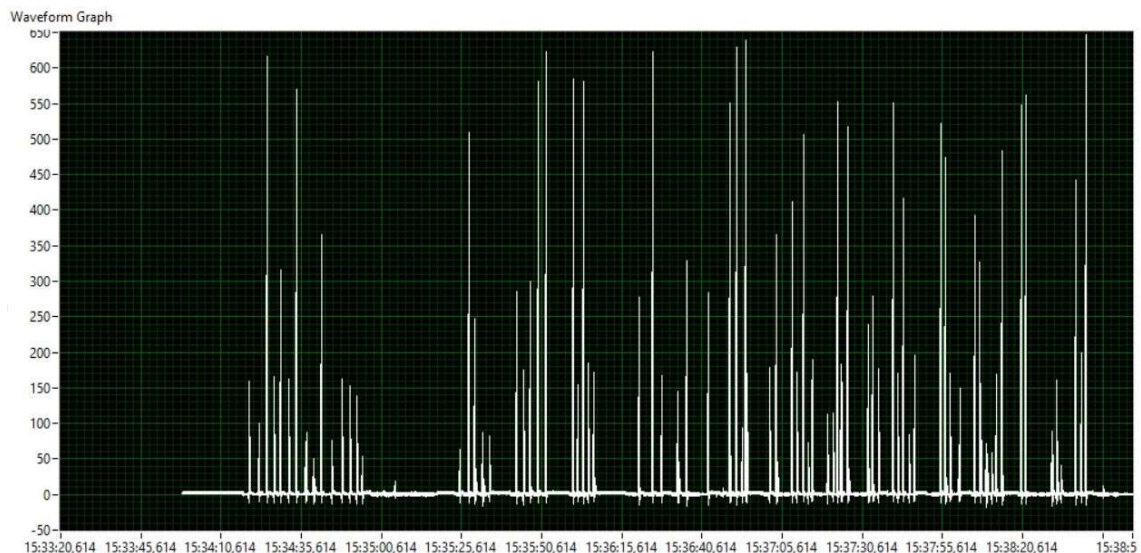


Abbildung 6: Screenshot aus GSV Multi Software zu 78 Bolzenschlägen aus identischer Höhe (Ablauf in Abbildung 5 beschrieben), die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf, während die Y-Achse die gemessene Kraft in Newton darstellt.

## Material & Methoden

Das Ergebnis dieses Zwischenexperiments zeigt Abbildung 6. Es wurde angenommen, dass die geringfügigen Abweichungen des sehr stark vereinfachten Versuchsablauf nicht für die großen Schwankungen der gemessenen Kräfte verantwortlich sein konnten. Im nächsten Schritt wurden die einzelnen Schläge genauer untersucht.

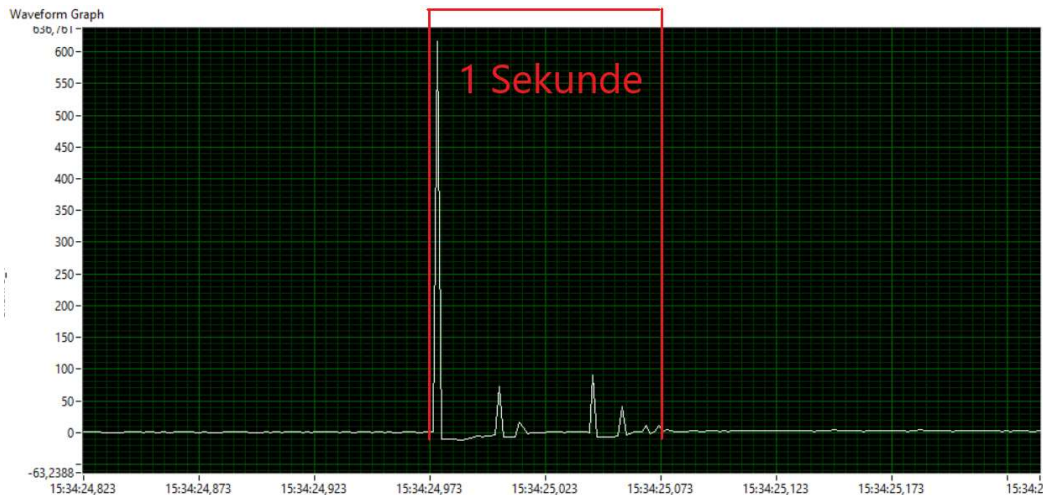


Abbildung 7: Screenshot aus GSV Multi Software (ME Messsysteme GmbH) zu Schlag 3 von 78, die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf, die Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in Newton darstellt.

Am Beispiel Schlag 3 (Abbildung 7) war zu sehen, dass vom Aufprall des Bolzens bis zum Stillliegen dieses Bolzens auf der Platte ca. eine Sekunde vergingen. Diese Sekunde begann mit dem maximalen Kraftausschlag in dem Moment, in dem der Bolzen auf den Sensor traf und von seiner maximalen Geschwindigkeit auf 0 m/s abgebremst wurde. Der Bolzen prallte aber auf der Platte ab und dem ersten Schlag folgten weitere, schwächere Aufschläge. In diesem Beispiel wiederholte sich der Rückprall sechs Mal in der betrachteten Sekunde. Im Anschluss zeigte die Linie wieder konstant 0 N, da der Bolzen zum Liegen gekommen war. Auch diese einzelnen Ausschläge wurden noch weiter analysiert. In Abbildung 8 ist der erste und größte Ausschlag vom Beispielschlag 3 dargestellt. Es fiel auf, dass während des ersten Aufschlags des Bolzens nur ein einziger Messpunkt aufgenommen wurde. Dies bedeutet, dass in der Zeit, in der der fallende Bolzen auf die Geschwindigkeit 0 m/s abgebremst wurde und damit der maximale Kraftausschlag aufgenommen wurde, nur eine Messung stattfand. Daraus konnte

## Material & Methoden

geschlossen werden, dass der gemessene Maximalwert des Aufschlags reiner Zufall war und nicht zwangsläufig den tatsächlichen Maximalwert abbilden konnte.

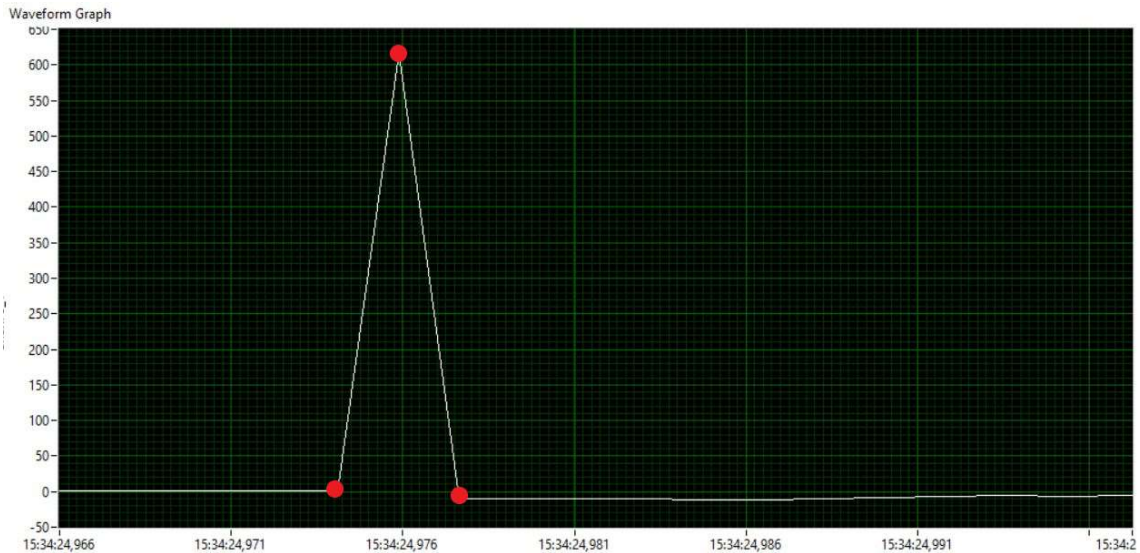


Abbildung 8: Screenshot von GSV Multi, dargestellt ist der erste Ausstoß von Schlag 3. Die Y-Achse zeigt die Kraft in N, die X-Achse den zeitlichen Verlauf.

Die Höhe des gemessenen Wertes hing nur davon ab, welchen Zeitpunkt des Abbremsprozesses aufgenommen wurde. Schlussendlich musste daher der Messverstärker ausgetauscht werden, um mit deutlich höheren Messfrequenzen aufnehmen zu können.

Unabhängig von der zu niedrigen Messfrequenz konnten zu diesem Zeitpunkt die anderen genannten potenziellen Störfaktoren, wie z.B. ein Auftreten von Querkraften, nicht ausgeschlossen werden. Nach mehreren Fachgesprächen mit ME Messsysteme GmbH wurde die Kraftmessdose KM26z durch drei Kraftmessdosen vom Typ KM26 ersetzt. Drei Kraftmessdosen deshalb, um die aufschlagende Kraft in einer Ebene flächig aufnehmen zu können. Da die gemessenen Werte der Kraftmessdosen später addiert werden, werden auch nicht axiale auftretende Kräfte aufgenommen. Der genaue Aufbau zur KM26 und der neuen Messanordnung findet sich in Kapitel 3.1.4 und 3.1.5.

Abschließend wurde untersucht, ob die Position der Kraftmessdosen einen Einfluss auf die gemessenen Werte hat. Hierzu wurden zwei unterschiedlich gestaltete Prototypen der Fundamentplatten mit jeweils passenden Auflageplattformen

## Material & Methoden

in der Fusion 360 Software (Version 2.0.10940, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) entworfen (Abbildung 9) und mittels Prusa MK3S (Prusa Research a. s., Prag, Tschechische Republik) aus PLA (Prusament, Prusa Research a.s.) additiv gefertigt. In Version A wurden die drei Kraftmessdosen enger angeordnet, so dass die drei Krafterleiter einen Kreis mit dem Durchmesser 25 mm bildeten. In Version B wurden die Kraftmessdosen soweit außen wie möglich in der Fundamentplatte positioniert.

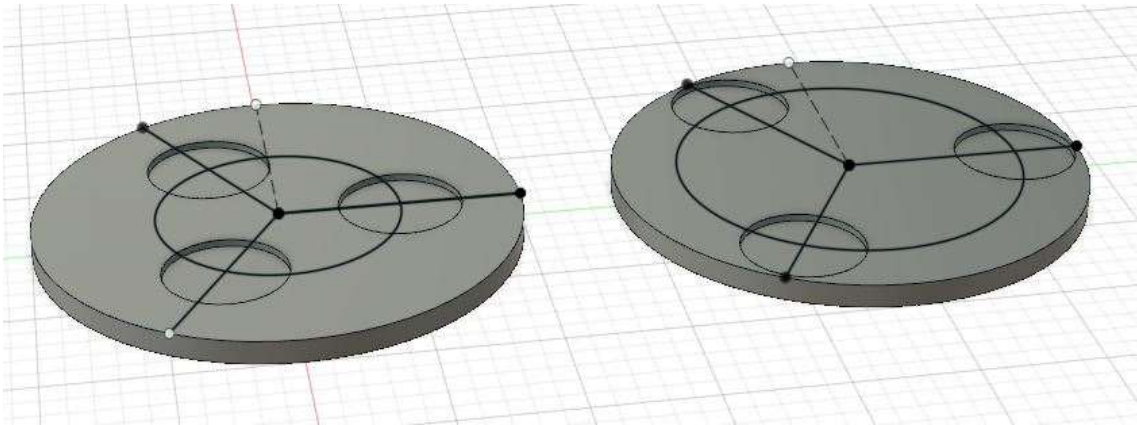


Abbildung 9: Screenshot aus Fusion 360 (Version 2.0.10940, Autodesk) zur Konstruktion der Fundamentplatte; links Version A (mittige Position d. Kraftmessdosen); rechts Version B (äußere Position der Kraftmessdosen).

Beide Platten wurden mit den gleichen Kraftmessdosen zentrisch in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) mit einer ansteigenden Kraft bis 100 N belastet. Die zugehörige Software testXpert V12.0 (Zwick Roell GmbH & Co. KG) zeigte das in Abbildung 10 zu sehende Diagramm. Mit beiden Positionen konnten die 100 N vollständig aufgenommen werden, bei der äußeren Position der Kraftmessdosen kam es jedoch zu einer stärkeren Durchbiegung der Auflageplattform. Da beim eigentlichen Versuch hohe Kräfte erwartet wurden und der Versuch mehrfach wiederholt werden sollte, wurde entschieden, in der finalen Version die engere Anordnung der Kraftmessdosen zu verwenden, um die Durchbiegung der Auflagenplattform so gering wie möglich zu halten.

## Material & Methoden

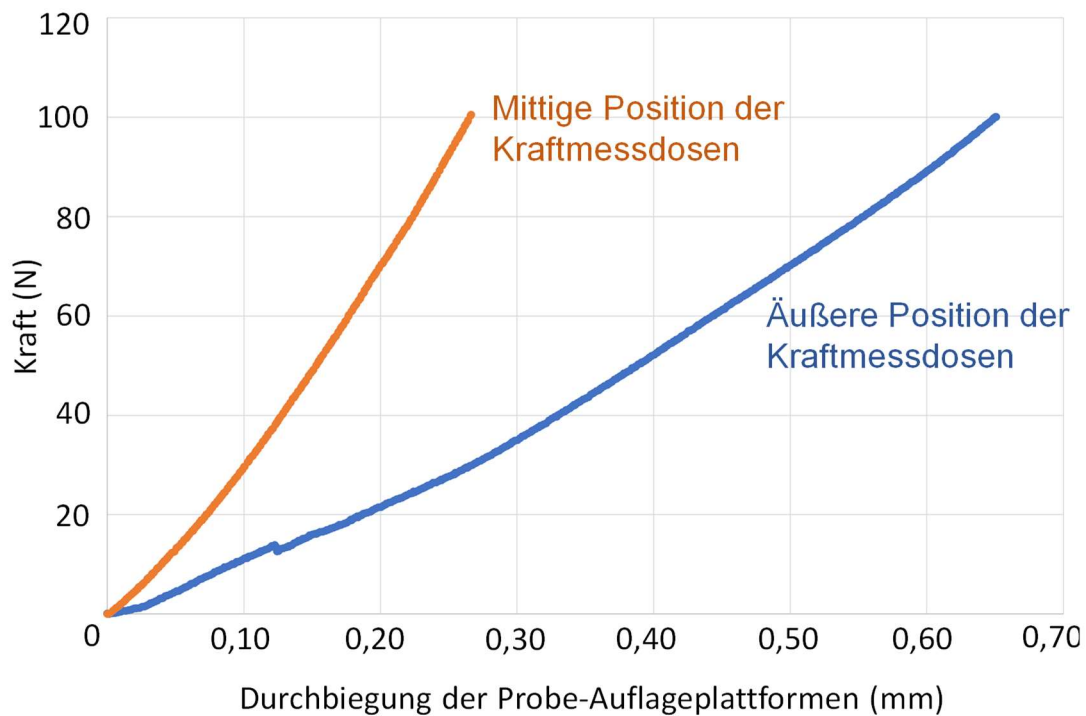
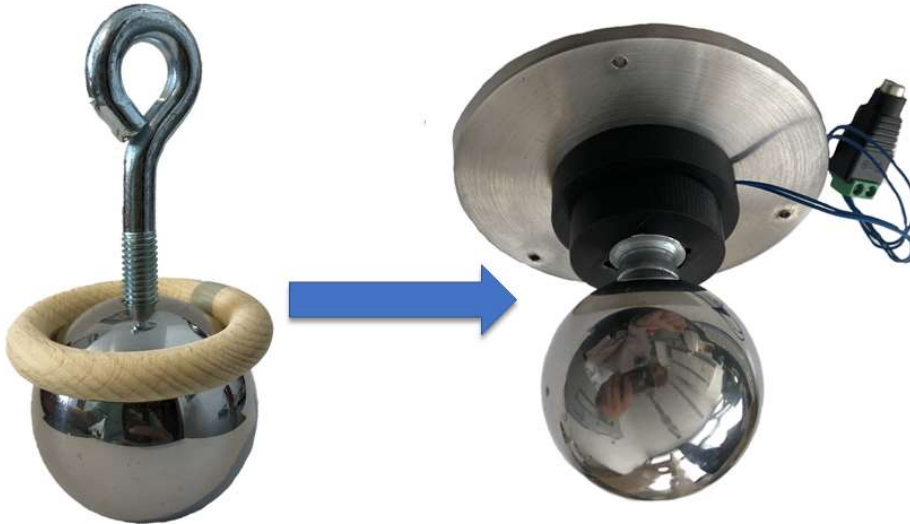


Abbildung 10: Kraft-Durchbiegungs-Diagramm der additiv gefertigten Prototypen der Auflagenplattform unter ansteigender Belastung bis 100 N, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse zeigt die Durchbiegung der gedruckten Auflagenplatte in mm. Die orangene Linie zeigt die Durchbiegung die Prototypen unter mittlerer Position der Kraftmessdose. Die blaue Linie zeigt die Durchbiegung die Prototypen unter äußerer Position der Kraftmessdosen.

Da die Palette an Sportmundschutzen sehr groß ist und sich ihr Aufbau in der Materialstärke unterscheidet, wurden Überlegungen darüber angestellt, wie die Fallhöhe an die unterschiedlichen Materialproben angepasst werden könnte. Es wurde dafür eine dritte, waagerechte Ebene in Form einer Stahlplatte geschaffen, welche über Gewindestangen mit dem Gerüst in Verbindung steht und die Fallhöhe definiert. Hierfür musste der Positioniererring weichen. Die Gewindestangen ermöglichen eine Höhenverstellung dieser dritten Ebene und damit eine Anpassung der Fallhöhe an unterschiedlich dicke Proben. Die manuelle Bedingung des Bindfadens wurde durch einen Elektromagneten (ZYE1 - P20/15, Haljia, Shenzhen, China) mit additiv gefertigter Positionierungshülse ersetzt. Die verschraubte Öse wurde durch eine magnetische Haltevorrichtung in Form einer modifizierten Rändelschraube ersetzt (Abbildung 11). Die Gerüstunterseite wurde mit Stellschrauben versehen, die eine Feinausrichtung der Gerüstachse möglich machten.

## Material & Methoden



*Abbildung 11: Vom Fallkörper mit Positionierungsring und Öse (links) zum Fallkörper mit Positionierungshülse und Elektromagnet (rechts).*

Die Kombination aus Positionierungshülse, Haltevorrichtung und Elektromagnet sorgte für eine reproduzierbare und zentrale Position des Fallkörpers. Bei schlagartigem Auflösen des Magnetfeldes konnte rein optisch keine seitliche Auslenkung mittels Slow-Motion-Video, aufgenommen mit einem iPhone 8 (Apple Inc., Cupertino, CA, USA), erkannt werden. Die Positionierungshülse und der Elektromagnet werden in Kapitel 3.1.6, das Fallgewicht und die Haltevorrichtung in Kapitel 3.1.2 genauer beschrieben.

# Material & Methoden

## 2.2 Prüfkörper

Es wurden sechs Prüfkörpergruppen mit jeweils sieben Materialproben pro Gruppe hergestellt. Alle Prüfkörper waren kreisförmig und hatten einen geplanten Durchmesser von 50 mm. Drei Gruppen wurden konventionell über ein thermoplastisches Verfahren, drei Gruppen additiv hergestellt. Die additiv gefertigten Materialproben orientierten sich in der Geometrie und der Härte an den konventionellen Materialproben.

### 2.2.1 Konventionelle Prüfkörper

Die Prüfkörper aus den Gruppen der konventionellen Sportmundschutze bestanden aus separaten Folien, welche durch thermoplastisches Formen miteinander verbunden wurden. Die konventionellen Materialproben wurden über eine Gipsplatte (Vel Mix Stone, Kerr GmbH, Biberach, Deutschland), mit gerader Fläche tiefgezogen. Die aus Klasse 3 Gips bestehende Platte hatte einen Durchmesser von 7 cm. Dies ermöglichte bei der Herstellung der Proben einen Materialüberschuss und die Materialprobe konnte aus dem abgekühlten Polymer herausgeschnitten werden. Die Gipsplatte wurde im Kiesbett des Tiefziehgerätes mittels Wasserwaage horizontal ausgerichtet (Abbildung 12).

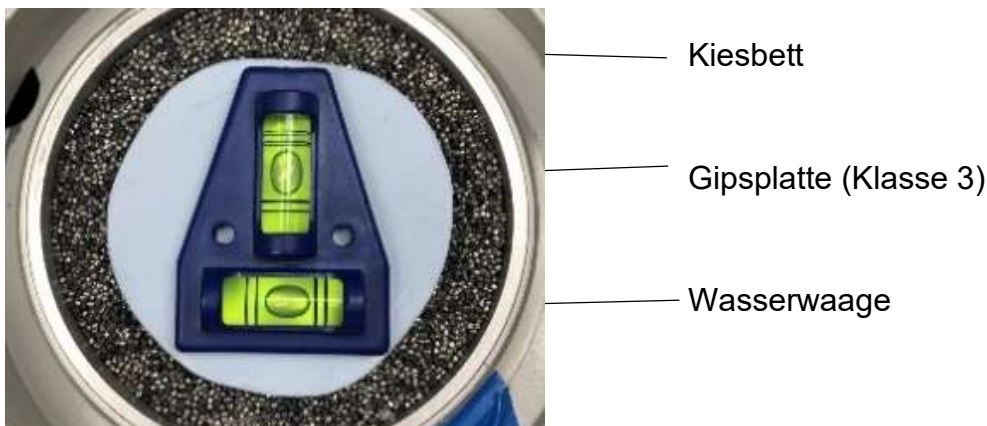


Abbildung 12: Ausrichtung der Gipsplatte vor dem thermoplastischen Umformen

Die Materialproben des Sportmundschutzes Playsafe Heavy Pro und Playsafe light (beide Erkodent, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) wurden im Erkoform – RVE Tiefziehgerät (Erkodent) hergestellt (Abbildung 13), die Materialproben des Bioplast Xtreme (Scheu Dental, Iserlohn, Deutschland) im Biostar Universal-

## Material & Methoden

Druckformgerät (Scheu Dental) (Abbildung 14). Die technischen Daten finden sich in Tabelle 5.

*Tabelle 5: Technische Daten zum Erkoform Tiefziehgerät und Biostar Universal-Drucktopf*

	Erkoform - RVE	Biostar
Hersteller:	Erkodent	Scheu Dental
Spannung:	230 V	230 V
Frequenz:	50 Hz	/
Leistung:	330 Watt	750 Watt
Vakuum/Druck:	Vakuum 0,8 bar	5,3 bar



## Material & Methoden

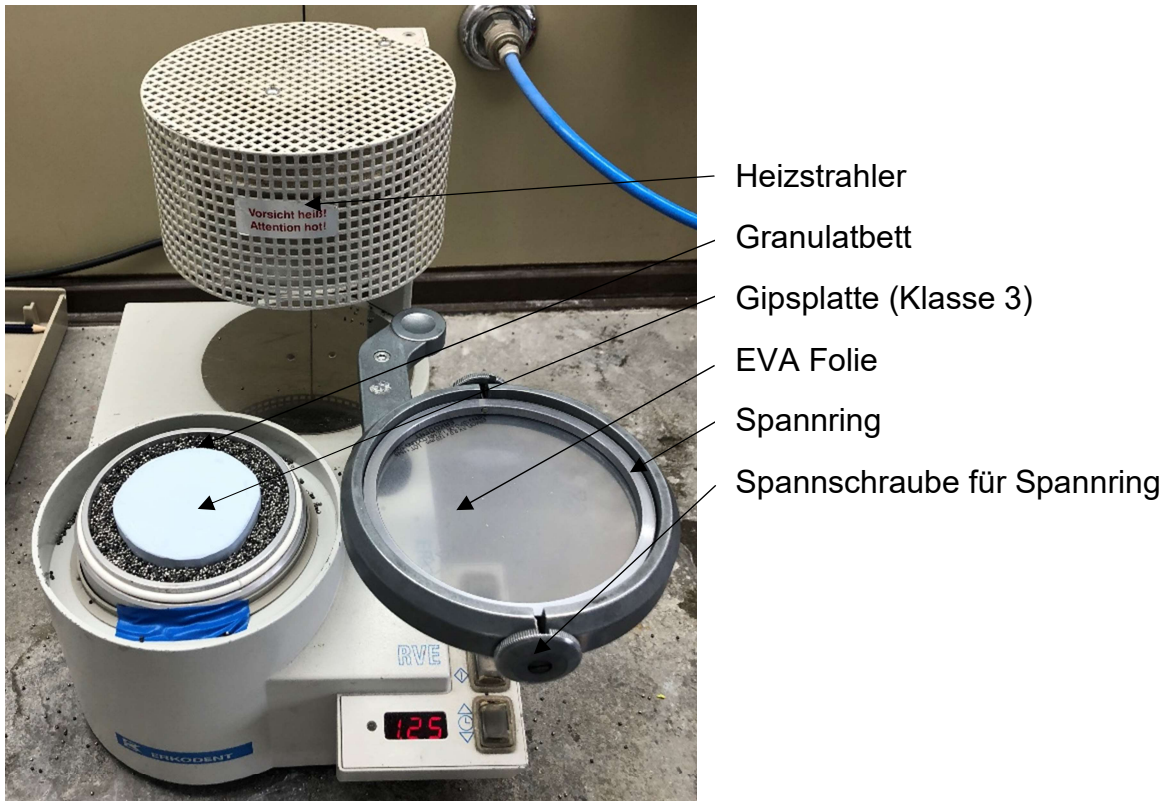


Abbildung 13: Erkoform Tiefziehgerät der Firma Erkodent

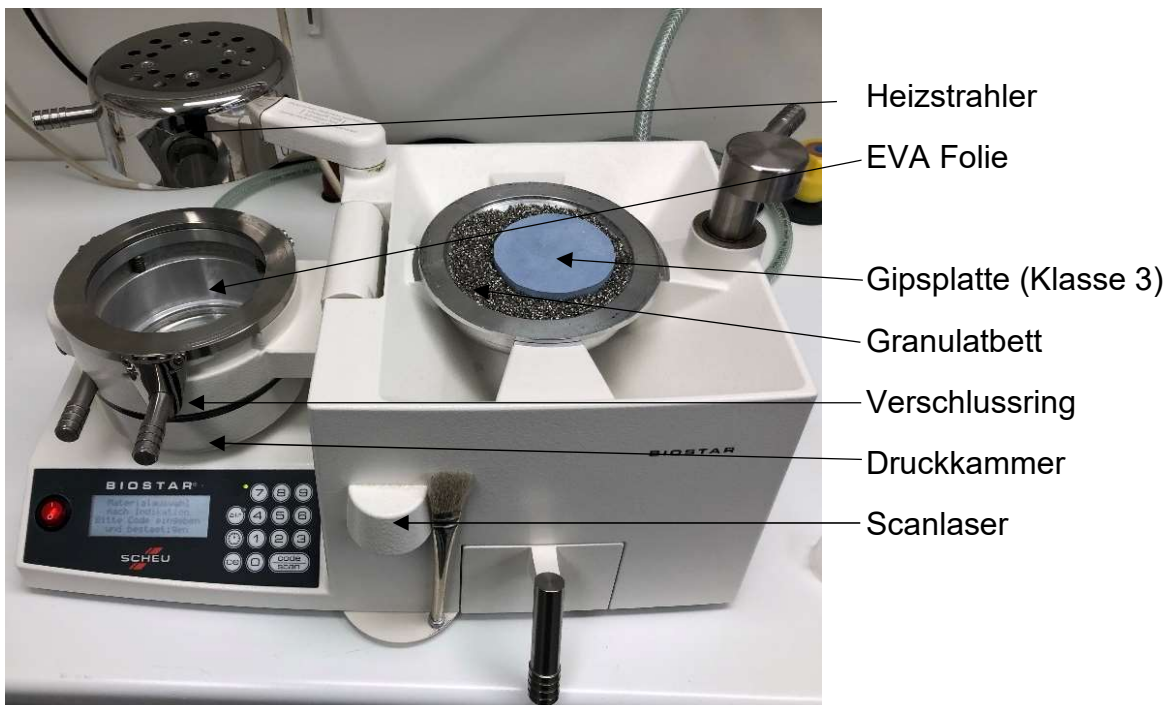


Abbildung 14: Biostar Universal-Drucktopf der Firma Scheu Dental

## Material & Methoden

### Erkodent – Playsafe Light

Der Playsafe light (Abbildung 15) ist ein zweischichtiger, individuell angefertigter Sportmundschutz, der aus zwei Erkoflex – EVA Folien mit jeweils 2 mm Stärke und einer Shore-Härte von A82 besteht. Weitere Materialdaten finden sich in Tabelle 6. Alle Prüfgruppen wurden benannt nach Hersteller, Produktbeschreibung und wurden durchnummeriert. Diese Prüfgruppe wurde bezeichnet mit ER-Li.

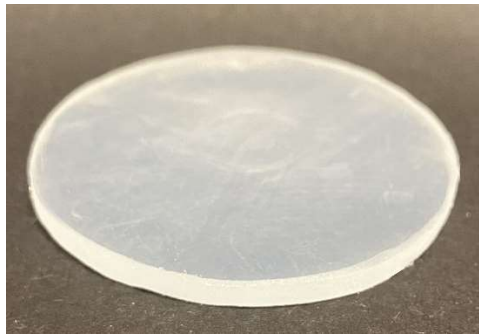


Abbildung 15: Materialprobe des Playsafe light von Erkodent (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 68)

Die Erkoflex-Folien wurden im Tiefziehgerät erhitzt und unter Vakuum über die Gipsplatte gezogen. Die erste der beiden Erkoflex Folien wurde in den Verschlussring gespannt. Nun wurde am Gerät die Heizzeit von 85 Sekunden eingestellt. Nach Auslösen der Start-Taste wurde die Vorwärmzeit automatisch gestartet. Am Ende der Vorwärmzeit ertönte ein Signalgeräusch und der Spannring samt EVA-Folie konnte unter den Heizstrahler geschwenkt werden. Dann begann die Heizzeit. Nach deren Ablauf wurde der Verschlussring mit erhitzter EVA-Folie über das Modell geschwenkt und der Verschlussring in senkrechter Richtung zum Modell bewegt. Ab einer vordefinierten Höhe wurde die Folie per Unterdruck angezogen und an die Gipsplatte adaptiert. Nach dem Abkühlen der Folie konnte bei der zweiten Folie die Isolierfolie entfernt werden. Diese wurde in den Spannring gespannt und der Vorgang des Tiefziehens exakt wiederholt. Nachdem die zweite Folie abgekühlt war, konnten die verbundenen Folien vom Gipsmodell gezogen werden. Mittels einer Schablone wurde in zentraler Position ein Kreis mit einem Durchmesser von 50 mm markiert. Anhand dieser Markierung wurde erst im Groben mittels Schere die Materialprobe ausgeschnitten. Für eine exakte

## Material & Methoden

Formbringung wurde ein zahntechnisches Handstück mit feinkörnigen Schleifern eingesetzt.

Tabelle 6: Technische Daten der Materialproben, bereitgestellt durch Erkodent [70][71]

	Erkoflex	Erkodur- S
Hersteller:	Erkodent	Erkodent
Stärke:	2 mm bzw. 4 mm	0,8 mm
Shore-Härte:	A82	D72
E-Modul:	-	1800 MPa
Zugfestigkeit:	24 MPA	-
Wasseraufnahme nach 24/h 23°:	-	0,07 %
Dichte:	0,94 g/cm <sup>3</sup>	1,02 g/cm <sup>3</sup>
Material:	Ethylvinylacetat	Styrol-Butadien-Styrol

### Scheu Dental – Bioplast Xtreme

Der Bioplast Xtreme (Abbildung 16) ist ein mehrschichtiger, vorlaminiertes und individuell angefertigter Sportmundschutz der Firma Scheu Dental. Es muss also nur eine Folie thermoplastisch adaptiert werden. Die Folie setzt sich aus einer unteren, 3 mm starken Schicht und einer 2 mm starken, oberen Schicht zusammen. Die obere Schicht besteht aus einem EVA Polymer mit der durchgehenden Shore-Härte A85. Die untere Schicht besteht aus zwei Komponenten mit unterschiedlicher Shore-Härte. Zum einen aus einem durchsichtigen, keilförmigen EVA in Shore-Härte A92, welches als Verstärkungskeil für den Frontzahnbereich gedacht ist. Zum anderen aus einem seitlichen, rötlichen Flügel welcher aus dem gleichen EVA mit Shore-Härte A85 besteht wie die obere Schicht. Technische Daten finden sich in Tabelle 7 auf der Folgeseite. Die Bezeichnung dieser Prüfgruppe lautete SCH-Xtr.

## Material & Methoden

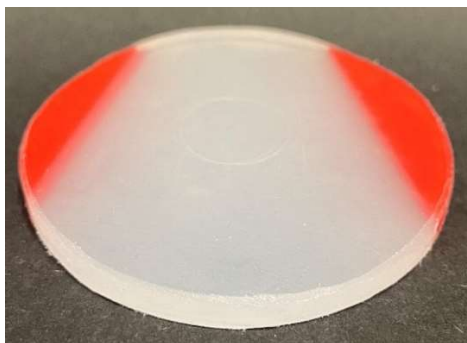


Abbildung 16: Materialprobe des Bioplast Xtreme von Scheu Dental (Techn. Zeichnung im Anhang - Abbildung 69)

Der Bioplast Xtreme wurde erhitzt und anschließend durch Druckluft auf die Gipsplatte adaptiert. Hierfür wurde die Folie, welche mit einem Barcode versehen ist, vom Scanlaser des Biostar Universal-Druckformgerät eingelesen. Die Folie wurde dann in die Spannvorrichtung der Druckkammer eingespannt. Der schwenkbare Heizkopf wurde über der Folie positioniert. Der Heizprozess begann automatisch. Die Heizspirale heizte über eine Heizzeit von 140 Sekunden auf 220 °C auf. Anschließend wurde der Heizkopf vom Drucktopf abgeschwenkt und die Spannvorrichtung mitsamt erhitzter Folie über die Gipsplatte gekippt. Es wurde nun ein Druck von 5,3 bar aufgebaut und die thermoplastisch erweichte Folie schmiegte sich an die Gipsplatte an.

Tabelle 7 Technische Daten zur Materialprobe des Bioplast Xtreme; bereitgestellt durch Scheu Dental [72]

	Bioplast Xtreme	Bioplast Xtreme
Hersteller:	Scheu Dental	Scheu Dental
Bezeichnung:	Verstärkungskeil in Unterseite	Seitlicher Flügel der Unterseite und Oberseite
Stärke:	3 mm	3 mm / 2 mm
Shore-Härte:	A92 bzw. D36	A85
Zugfestigkeit:	20 MPa	>18 MPa
Wasseraufnahme nach 24/h bei 23°:	< 0,2 %	< 0,2 %
E-Modul:	/	15 MPa
Dichte:	0,934 g/cm <sup>3</sup>	0,96 g/cm <sup>3</sup>

## Material & Methoden

Nach einer Kühlzeit von 300 Sekunden konnte der Sportmundschutz von der Gipsplatte abgezogen werden. Mittels Schablone wurde zentral eine kreisförmige Markierung mit einem Durchmesser von 50 mm angebracht. Anhand dieser Markierung konnte der Sportmundschutz zunächst mit einer Schere ausgeschnitten und anschließend mit dem Handstück fräsend in Form gebracht.

### Erkodent - Playsafe Heavy Pro

Der Playsafe Heavy-Pro (Abbildung 17) ist ein individuell hergestellter, dreischichtiger Sportmundschutz. Er besteht aus einer 0,8 mm starken Styrol-Butadien-Styrol Folie namens Erkodur-S, welche von einer 2 mm starken Erkoflex Folie und einer 4 mm starken Erkoflex Folie aus EVA ummantelt wird. Materialdaten befinden sich in Tabelle 6. Diese Prüfgruppe wurde bezeichnet als ER-HP.

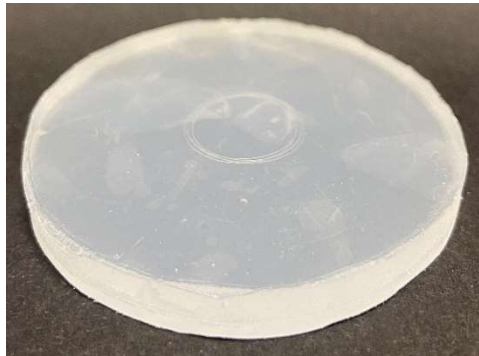


Abbildung 17: Materialprobe des Playsafe Heavy Pro von Erkodent (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 70)

Die drei unterschiedlichen Folien Playsafe HeavyPro wurden im Tiefziehgerät erhitzt und unter Vakuum über die Gipsplatte gezogen. Die erste Folie war eine Erkoflex Folie in 2 mm, welche so in den Spannring eingespannt wurde, dass die Isolierfolie Richtung Gipsplatte zeigte. Nun wurde die Heizzeit auf 1 Minute und 25 Sekunden eingestellt. Das Vorheizen begann automatisch und deutet den Beginn der Heizzeit durch einen Signalton an. Die Spannvorrichtung samt Folie wurde dann unter die Heizspirale geschwenkt. Nach Ablauf der Heizzeit und dem Signalton wurde die Spannvorrichtung erst über die Gipsplatte geschwenkt und dann auf diese abgesenkt. Unter Vakuum wurde die Folie auf die Gipsplatte gezogen. Anschließend wurde dieser Prozess bei der zweiten Folie mit einer anderen Heizzeit wiederholt. Es handelte sich nun um eine Erkodur - S Folie in 0,8 mm mit einer Heizzeit von 40 Sekunden. Nachdem die Erkodur - S Folie über die

## Material & Methoden

erste Erkoflex Folie tiefgezogen wurde, wurde eine weitere Erkoflex Folie in 4 mm Stärke in den Spannring gespannt und die Heizzeit auf 2 Minuten und 5 Sekunden gestellt. Nach dem Tiefziehen der dritten und letzten Folie und dem Abkühlen wurde der Folienverbund wie die vorherigen Mundschutze in Form gebracht.

### 2.2.2 Additiv gefertigte Prüfkörper

Die 3D gedruckten Materialproben wurde extern produziert (Silconic, Lonsee, Deutschland). Es wurden hierfür mit Fusion 360 drei STL-Dateien (Standard Triangle Language) erstellt und Silconic übermittelt, welche die Geometrie (Durchmesser, Gesamthöhe, Höhe der einzelnen Schichten) und Shore-Härten der drei konventionellen Materialproben vor dem thermoplastischen Umformen beinhalten. Die im Anhang dargestellten technischen Zeichnungen wurden der Silconic GmbH ebenfalls übermittelt. Der Druck der Materialproben wurde dort mit einem Objet260 Connex3 (Abbildung 18, Stratasys, Rehovot, Israel) vollzogen. Die technischen Daten sind in Tabelle 8 hinterlegt.



Abbildung 18:Objet 260 Connex 3 (Stratasys) – Übernommen von [www.stratasys.com](http://www.stratasys.com) [73].

Da es zum aktuellen Zeitpunkt keine additiv einsetzbaren Kunststoffe in genau der Materialhärte der konventionellen Materialproben gab, mussten hierfür vorhandene Kunststoffe von Silconic durch den Hersteller zur Erreichung der vergleichbaren Shore Härten gemischt werden.

## Material & Methoden

Tabelle 8: Technische Daten zum Polyjet Drucker Objet 260 Connex3 vom Stratasys [73]

Objet 260 Connex3	
Hersteller:	Stratasys
Max. Anzahl an Materialien pro Druck:	82
Supportmaterial:	SUP705 (wasserlöslich) SUP706 (löslich)
Auflösung:	X-Achse 600 dpi Y-Achse 600 dpi Z-Achse 1600 dpi
Genauigkeit:	Bis zu 200 Mikrometer
Mindestschichtdicke:	16 Mikrometer
Energiebedarf:	110-240 VAC; 50/60 HZ, 1,5 kW

Die verwendeten Materialien waren individuelle Mischungen aus dem gummiartigen Material „Agilus30“ und dem steifen Material „Vero“ von Stratasys. Über das genaue Mischungsverhältnis besteht keine Kenntnis. Datenblätter bestehen nur für die einzelnen Materialien, nicht für das Mischungsergebnis der zwei Komponenten (Tabelle 9).

Tabelle 9: Technische Daten der einzelnen Komponenten der Materialmischung für die additive Herstellung

	Agilus30 [74]	Vero [75]
Hersteller:	Stratasys	Stratasys
Reißfestigkeit:	2,4 – 3,1 MPa	50 – 65 MPa
Bruchdehnung:	220 – 270 %	10 – 25 %
Druckverformungsrest:	6 – 7 %	k. A.
Shore-Härte	A30 – 35	D83 – 86
Polymerisierte Dichte:	1,14 – 1,15 g/cm <sup>3</sup>	1,17 – 1,18 g/cm <sup>3</sup>
Elastizitätsmodul:	k. A.	2000 – 3000 MPa
Wasserabsorption:	k. A.	1,5 – 2,2 %

## Material & Methoden

### Materialprobe A

Materialprobe A (Abbildung 19) sollte das Pendant zum Playsafe Light von Erkodent darstellen. Die Geometrie entsprach dem in Abbildung 15 dargestellten Prüfkörper. Die Shore-Härte der Materialprobe sollte A80 sein. Es wurden 7 Prüfkörper bestellt, welche als STR-A bezeichnet wurden.

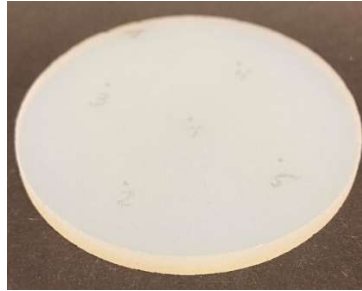


Abbildung 19: Materialprobe A von Silconic (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 68)

### Materialprobe B

Materialprobe B (Abbildung 20) sollte das Pendant zum Bioplast Xtreme von Scheu Dental darstellen. Die Geometrie entspricht dem in Abbildung 16 dargestellten Prüfkörper. Die Shore-Härte der 2 mm starken oberen Schicht sollte A80, die Shore-Härte der 3 mm starken unteren Schicht A95 sein. Die Prüfkörper dieser Gruppe wurden als STR-B bezeichnet.



Abbildung 20: Materialprobe B von Silconic (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 69)

### Materialprobe C

Materialprobe C (Abbildung 21) soll das Pendant zum Playsafe Heavy Pro darstellen. Die Geometrie entspricht dem in Abbildung 17 dargestellten Prüfkörper. Die Shore-Härte der 2 mm starken oberen Schicht sollte A80 betragen, die Shore-Härte der 0,8 mm starken mittleren Schicht D70 und die 4 mm starke



## Material & Methoden

untere Schicht Shore-Härte A80. Die Prüfkörper dieser Prüfgruppe wurden mit STR-C benannt.



*Abbildung 21: Materialprobe C von Silconic (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 70)*

Abbildung 22 zeigt eine Übersicht über die sechs Materialgruppen.

# Material & Methoden

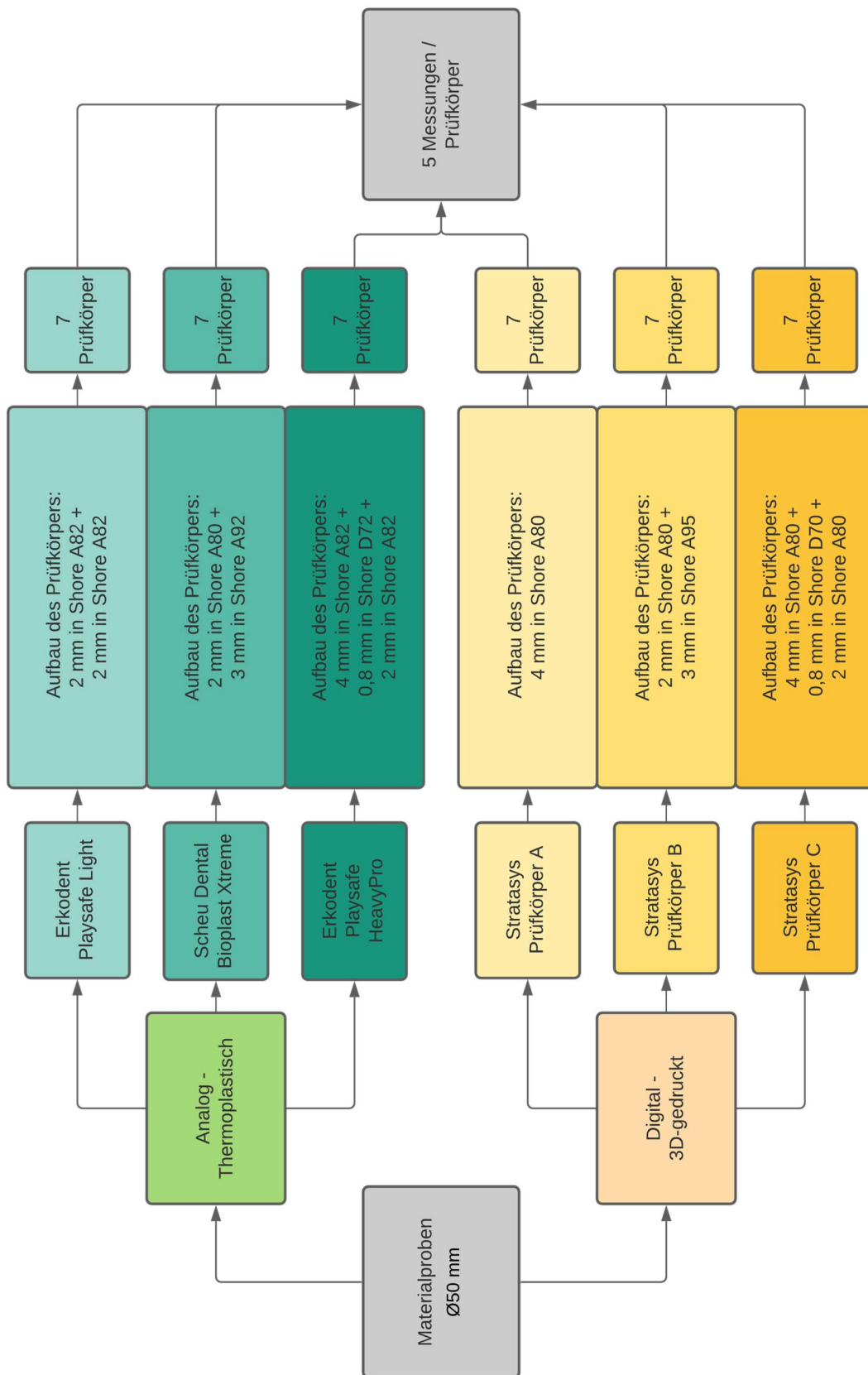


Abbildung 22: Übersicht über die Materialgruppen und Prüfkörper welche im Prüfstand getestet werden.

# Material & Methoden

## 2.3 Versuchsablauf

### 2.3.1 Vermessung der Materialproben

Vor der Messung zur Schockabsorption, wurden die Materialproben auf ihre Materialstärke vermessen. Dafür wurde eine Bügelmessschraube (Helios-Preisser, Gammertingen, Deutschland) verwendet, welche über eine Rutschkupplung eine konstante Messkraft aufbaut und damit eine Messgenauigkeit von 0,002 mm aufweist. Zunächst wurde eine Schablone in Fusion 360 konstruiert, welche einen Durchmesser von 50 mm hatte und somit deckungsgleich über die Materialproben gelegt werden konnte. Diese ist in Abbildung 23 zu sehen. Mittels fünf Aussparungen in dieser Schablone konnten die Materialproben an immer den gleichen Punkten markiert und anschließend an diesen Markierungen vermessen werden.

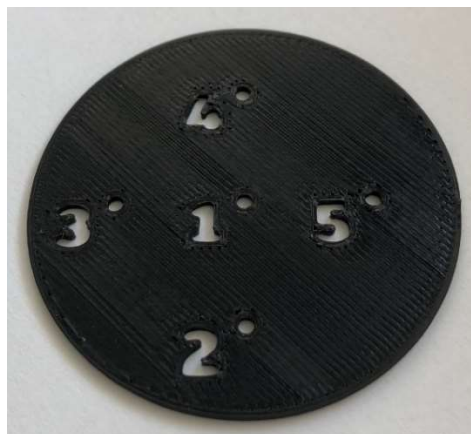


Abbildung 23: Markierungsschablone für Materialproben

### 2.3.2 Versuchsdurchführung und Messung

Es wurden insgesamt 6 Materialgruppen in der Schockabsorption verglichen. Jede Materialgruppe bestand aus 7 Materialproben. Jede Materialprobe wurde mit 5 Fallproben belastet. Die Nummer der Fallprobe wurde ebenfalls der Prüfkörperbezeichnung angehängt. Nach jeder einzelnen Fallprobe musste das Fundament der Kraftmessdosen und das Holzgerüst repositioniert werden, um sicherzustellen, dass die Stahlkugel den Schlagbolzen mittig trifft. Zum Schluss wurde noch eine Referenzmessung durchgeführt. Dazu wurde der Versuch ohne einen Prüfkörper durchgeführt, sodass der Stahlbolzen direkt auf der Metallplatte

## Material & Methoden

über den Kraftmessdosen auflag. Diese Messung wurde ebenfalls 5 mal wiederholt und bekam die Bezeichnung No-MG.

Zur Aufnahme der Messdaten wurde GSVmulti auf einem Laptop (K540U, ASUS, Taipeh, Taiwan) installiert. Zunächst wurden in der Software die Messkanäle 1 – 3 mit den drei Kraftmessdosen belegt und die drei Kanäle genullt. Dann wurde der Hubmagnet ans Stromnetz angeschlossen und damit das Magnetfeld aufgebaut. Die Stahlkugel wurde mit der eingeschraubten Haltevorrichtung in die Positionierungshülse eingeführt, bis die Stahlkugel vom Elektromagneten angezogen wurde. Anschließend wurde in der Software die Aufnahme gestartet. Der Hubmagnet wurde vom Stromnetz getrennt damit sich das Magnetfeld abbaut. Sobald die Gewichtskraft der Stahlkugel die Haltekraft überwog, fiel die Kugel und schlug auf dem Bolzen auf. Die Aufschlagskraft über der Zeitachse wurde von der Software aufgezeichnet. Nach dem Aufschlag wurde im GSV Multi Programm die Messaufnahme beendet.

### 2.3.3 Visuelle Inspektion der Prüfkörper

Die Oberfläche der Prüfkörper und der Querschnitt eines Prüfkörpers aus jeder Gruppe wurden nach den Versuchsdurchführungen optisch mittels eines Mikroskops (Photomakroskop M400, Wild/ Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland) untersucht. Das Ergebnis wurde mittels zugehöriger Kamera (DS126431, Canon Inc, Tokyo, Japan) in 7-facher Vergrößerung festgehalten.

## 2.4 Datenauswertung

### 2.4.1 Umgang mit den Rohdaten

Jeder der 215 Versuchsdurchführungen wurde von der GSV Multi Software als TDMS-Datei automatisch gespeichert und im Anschluss als einzelne Excel Tabellen exportiert. Schließlich wurden in der Statistiksoftware JMP (SAS Institute, Cary, NC, USA) zwei Tabellen eingerichtet. Die erste Tabelle enthielt die Spalten Produktname, Prüfkörpernummer, Messungsnummer, Channel 1 bis 3 für Kraftmessdose 1 bis 3 mit addierter Gesamtlast, absolute Materialstärke, relative Materialstärke, Soll-Materialstärke, Kraftabsorption pro mm und Kraftstoß. Die Maximalwerte wurden aus den einzelnen Excel Dateien herausgelesen und die

## Material & Methoden

absoluten Materialstärken nach Vermessung eingetragen. Die relative Materialstärke ergab sich über die Formel:

$$\text{Rel. Materialstärke} = \text{Abs. Materialstärke} \cdot \left( \frac{100}{\text{Soll} - \text{Materialstärke}} \right) \quad (13)$$

Kraftabsorption pro Millimeter berechnete sich über die jeweilige Maximalkraft, den Mittelwert der gemessenen Maximalkraft der Gruppe No-MG und die absolute Materialstärke. Die Formel lautete:

$$\text{Absorption pro mm} = \frac{(\text{Mittelwert No} - \text{MG} - \text{Gesamtlast})}{\text{Absolute Materialstärke}} \quad (14)$$

Die Werte der Spalte Kraftstoß wurden über eine Formel in JMP erstellt. Die Herleitung der Formel wird graphisch durch Abbildung 24 unterstützt.

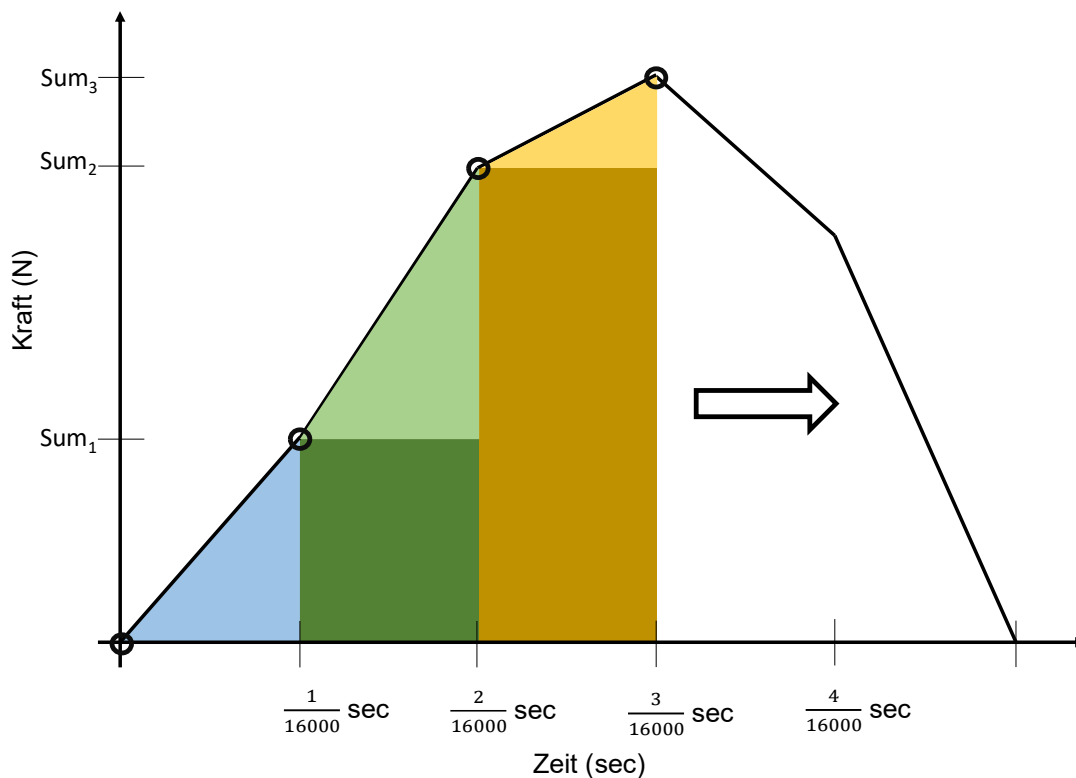


Abbildung 24: Herleitung der Formel zur Berechnung des Integrals der Kraft-Zeit-Diagramme. Auf der X-Achse ist die Zeit in Sekunden dargestellt, auf der Y-Achse die Kraft in N. Die schwarze Kurve zeigt den Kraft-Zeit-Verlauf. Die Fläche unterhalb der Kurve ist in Rechtecke mit aufgesetzten Dreiecken unterteilt. Die Länge des Zeitabschnittes auf der X-Achse wird durch die Messfrequenz von 16.000 Hz vorgegeben. Sum<sub>1,2,3...</sub> wird durch die gemessenen Kräfte zum jeweiligen Zeitpunkt definiert.

## Material & Methoden

Herleitung:

$$Kraftsto\beta = \left(\frac{1}{2} \cdot \frac{Sum_1}{16.000}\right) + \left(\frac{Sum_1}{16.000} + \frac{1}{2} \cdot \frac{Sum_2 - Sum_1}{16.000}\right) + \left(\frac{Sum_2}{16.000} + \frac{1}{2} \cdot \frac{Sum_3 - Sum_2}{16.000}\right) \dots$$

Formel in JMP:

$$\sum_{i=1}^{N \text{ Row } ()} \frac{Sum_i}{16.000} + \frac{(Sum_{i+1} - Sum_i)}{32.000} \quad (15)$$

Eine zweite Tabelle enthielt die zeitlichen Kräfteverläufe der Versuchsabläufe. Hierzu wurden die Spalten Hersteller, Produktname, Prüfkörper, Messungsnummer, Gesamtlast (addierte Channel 1 bis 3), Messpunkte und Millisekunden angelegt. Die Daten wurden durch ein JMP-Skript aus den Rohdaten gewonnen, das Skript befindet sich im Anhang. Die Rohdaten wurden zunächst reduziert, indem ein unterer Schwellwert  $\geq 2$  N eingeführt wurde. Das messtechnische Grundrauschen unter 2 N wurde somit gelöscht. Anschließend wurde in den übrigen Rohdaten nach dem Maximum gesucht. Es wurden alle Werte zwischen dem ersten Übertritt über den Schwellwert 2 N und maximal 40 Messpunkte nach dem Maximum für den zeitlichen Verlauf des Versuchs berücksichtigt. Es wurde damit nur der erste Aufschlag der Kugel auf den Bolzen berücksichtigt, weitere Aufschläge nach einem Rückprall wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Aufgrund eines anderen Grundrauschens musste bei mehreren Dateien ein individueller Schwellenwert eingeführt werden: No-MG 1-2 ( $\geq 8$  N), STR-A 1-4 ( $\geq 3$  N), STR-A 2-5 ( $\geq 3$  N), STR-B 4-4 ( $\geq 3$  N) und ER-Li ( $\geq 1$  N). Da mit einer Frequenz von 16.000 Hz pro Kraftmessdose gemessen wurde, musste zur Umrechnung der Messpunkte zu Millisekunden folgende Formel angewandt werden:

$$Millisekunden = \frac{Messpunkte}{16} \quad (16)$$

### 2.4.2 Statistische Methodik

Die Messdaten wurden mittels Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung überprüft, mit Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ . Ein Test auf signifikante Unterschiede der Daten zwischen den Materialgruppen erfolgte mittels Kruskal-Wallis Methode bei nicht parametrischer Verteilung. Bei parametrischer Verteilung wäre der Test auf signifikante Unterschiede der Daten mittels One-way Anova erfolgt.

# Ergebnisse

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Versuchsaufbau

#### 3.1.1 Übersicht über endgültigen Versuchsaufbau

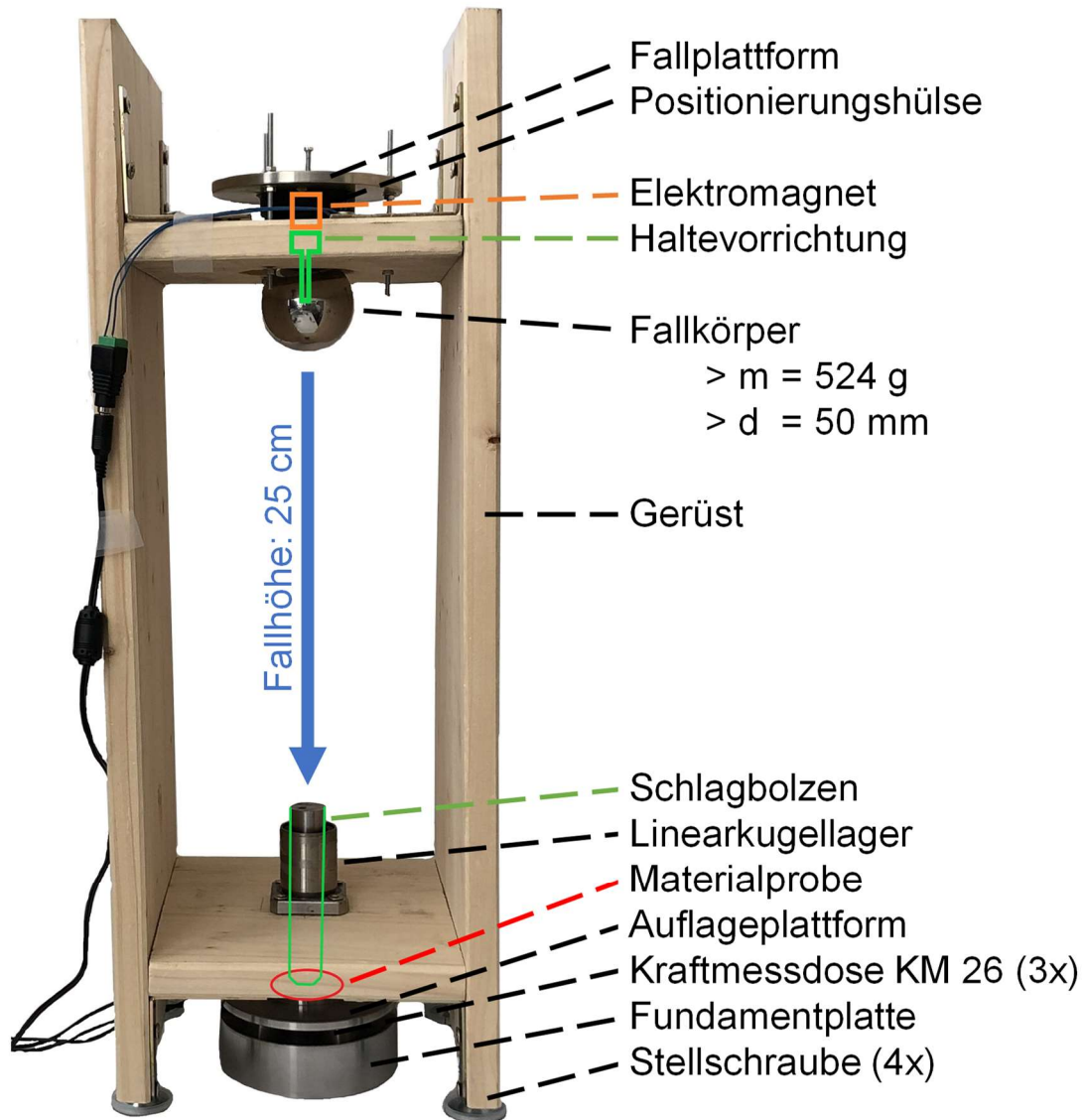


Abbildung 25: Übersicht über die finale Version des Versuchsaufbaus. Details finden sich in Kapitel 3.1.2 bis 3.1.7

Es wurde ein Drop-Ball Experiment entworfen und gebaut, um die Stoßdämpfungseigenschaft verschiedener Kunststoffe zu untersuchen. Hierfür fiel ein Gewicht aus einer definierten Höhe auf einen Bolzen, welcher wiederum die aufgenommene Stoßenergie auf eine Materialprobe übertrug. Unterhalb der Materialprobe befand sich mechanische Sensorik, die auftretende Kräfte messen kann.

# Ergebnisse

Der endgültige Versuchsaufbau ist in Abbildung 25 dargestellt. Die einzelnen Komponenten werden in Kapitel 3.1.2 bis 3.1.7 beschrieben.

## 3.1.2 Fallkörper

Der Fallkörper (Abbildung 26) bestand aus einer Stahlkugel (ball-tech Kugeltechnik GmbH, Bodenheim, Deutschland) und einer Haltevorrichtung (Abbildung 27), deren technischer Daten in Tabelle 10 und Tabelle 11 hinterlegt sind.

*Tabelle 10 Objektbeschreibung zur Stahlkugel, welche das Fallgewicht darstellt.*

Objektgeometrie:	Kugel
Material:	Edelstahl V2A
Durchmesser:	50 mm
Gewicht (Kugel):	490 g
Gewicht (Kugel + Haltevorrichtung):	524 g
Gewindeart:	M8



*Abbildung 26: Foto des Fallkörpers, zusammengesetzt aus Stahlkugel und Halteelement (Modifizierte Rändelschraube)*

Die Haltevorrichtung ist eine modifizierte Rändelschraube, deren Schraubkopf sowohl in der Höhe als auch im Durchmesser mittels Drehbank (LZ 330, Weiler Werkzeugmaschinen GmbH, Emskirchen, Deutschland) in der Schlosserei der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde verändert wurde. (s. Tabelle 11 auf Seite 57).



# Ergebnisse

Tabelle 11 Objektbeschreibung zur Haltevorrichtung zwischen Stahlkugel und Elektromagnet

	Rändelschraube - Originalzustand	Rändelschraube - modifiziert
Material:	Verzinkter Kohlenstoffstahl	Verzinkter Kohlenstoffstahl
Ø Schraubenkopf:	23,5 mm	20 mm
Höhe Schraubenkopf:	8 mm	7 mm
Gesamtlänge:	35 mm	35 mm
Gewindelänge:	20 mm	20 mm
Gewicht:	39,32 g	34,20 g
Gewindeart:	M8	M8



Abbildung 27: Von der Rändelschraube im Originalzustand (links) zur modifizierten Version (rechts)

### 3.1.3 Linearkugellager und Schlagbolzen

Der vertikal im Linearkugellager stehende Schlagbolzen wurde selbst entworfen (Abbildung 64: Technische Zeichnung des Übertragungsbolzen, Seite 122) und extern angefertigt (Gebr. Märklin & Cie. GmbH, Göppingen, Deutschland) Der Bolzen bestand aus S355 Stahl (Abbildung 28) und wog 217 g. Damit wurde der Aufschlag der Kugel als vertikale Schlagbewegung auf die Materialprobe übertragen.

## Ergebnisse



Abbildung 28: Foto des Schlagbolzens nach Fertigung (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 64)

Als Linearkugellager wurde LMEK-20-UU-kurze Version (Smalltec GmbH & Co. KG, Winnweiler, Deutschland) (Tabelle 12) verwendet.

Tabelle 12: Technische Daten zum Linearkugellager LMEK-20-UU

Linearkugellager LMEK-20-UU	
Breite Flansch:	54 mm
Außendurchmesser Kugellager:	32 mm
Innendurchmesser Kugellager:	20 mm
Gesamthöhe:	45 mm
Höhe Flansch:	8 mm

### 3.1.4 Kraftsensor und Messverstärker

Die entstehenden Druckkräfte wurden über drei Membran-Kraftsensoren mit der Bezeichnung KM26 2kN von ME-Messsysteme GmbH gemessen (Abbildung 29).

Die Technischen Daten der Kraftmessdosen befinden sich in Tabelle 13.

Tabelle 13: Technische Daten zur Kraftmessdose KM26 2kN

Kraftmessdose KM26 2kN	
Hersteller:	ME Messsysteme GmbH
Material:	Edelstahl
Nennkraft:	2000 N
Genauigkeitsklasse:	1 %
Krafteinleitung:	Lastknopf
Höhe H1:	9 mm
Höhe H2:	11 mm
Durchmesser:	25,4 mm

## Ergebnisse



Abbildung 29: Kraftmessdose KM 26 von ME Messysteme

Als Schnittstelle zwischen Kraftmessdose und Computer bzw. Software diente der Messverstärker GSV – 8DS SubS15HD (ME Messysteme GmbH, Tabelle 14). Damit konnten die Kräfte mit einer Maximalfrequenz von 48.000 Hz gemessen werden. Da jedoch drei Kraftmessdosen an der Messung beteiligt waren, teilt sich diese Frequenz durch drei. Folglich konnten Messwerte je Kraftmessdose mit 16.000 Hz aufgenommen werden. Die Aufzeichnung der Daten erfolgte über die Software GSVmulti Version 1.47' (ME Messysteme GmbH). Technische Daten in Tabelle 14.

Tabelle 14 Technische Daten zum Messverstärker GSV- 8DS SubD15HD

GSV – 8DS SubD15HD	
Hersteller:	ME – Messysteme GmbH
Anzahl der Kanäle:	8
Datenfrequenz:	0 – 48.000 Hz
Typ der Schnittstelle:	Usb / uart / teds
Genauigkeitsklasse:	0,05 %
Abmessung:	172 mm x 172 mm x 55 mm

### 3.1.5 Auflage und Fundament für Kraftmessdosen

Mittels der Software Fusion 360 (Version 2.0.10940, Autodesk Inc.) wurde eine Auflageplattform mit dem Durchmesser 100 mm konstruiert, welche einerseits als Unterlage für die Materialprobe diente, andererseits die ankommende Kraft auf die Kraftmessdosen unterhalb der Auflage verteilte (Abbildung 30). Auf der Oberseite der Plattform wurde eine Erhebung von 3 mm mit einem Durchmesser von 50 mm

## Ergebnisse

für die Positionierung der Materialproben vorgesehen. Die Unterseite der Plattform hatte drei Fräsungen mit einem Innendurchmesser von 6,1 mm, welche in einem Winkel von  $120^\circ$  über die Unterseite verteilt wurden. Das Fundament der Kraftmessdosen war mit drei Fräsungen mit einem Innendurchmesser von 25,5 mm versehen. Die Fräsungen wurden ebenfalls in einem Winkel von  $120^\circ$  verteilt und so positioniert, dass Fundamentplatte und Auflagenplattform nach Einsetzen der Kraftmessdosen deckungsgleich übereinanderstanden. Sowohl das Fundament als auch die Auflage der Kraftmessdosen wurden extern aus Stahl gefertigt (Gebr. Märklin & Cie.GmbH).

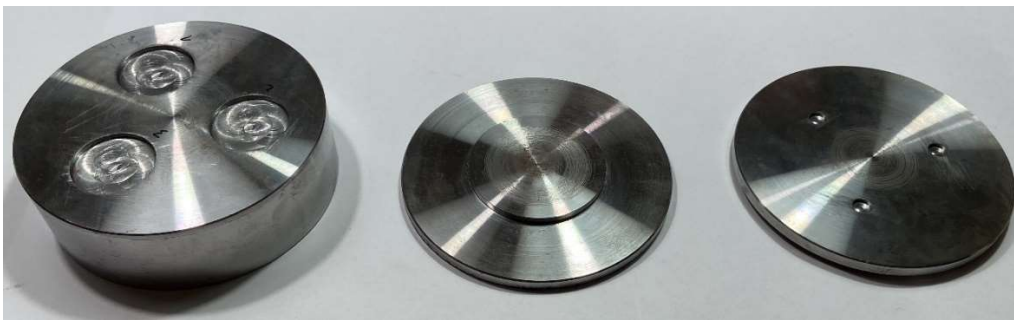


Abbildung 30: Fundamentplatte (links) und Oberseite (mitte) bzw. Unterseite (rechts) der Auflagenplattform (Technische Zeichnungen im Anhang - Abbildung 66 und Abbildung 65)

Ein Gerüst, angefertigt aus Holz, diente als Verankerung für das Linearkugellager und die Fallplattform. Zwei horizontal angeordnete Holzbretter wurden mit zwei vertikal angeordneten Holzbrettern verschraubt (Abbildung 31 und Tabelle 15). Die Fallplattform wurde auf der oberen Ebene über drei M3-Gewindestangen fixiert. An dieser Fallplattform wurde der Elektromagnet mittels einer M3 Gewindestange befestigt, sie definierte somit die Fallhöhe. Über die drei M3 Gewindestangen konnte sowohl die räumliche Neigung als auch die Höhe der Fallplattform variiert werden.

## Ergebnisse

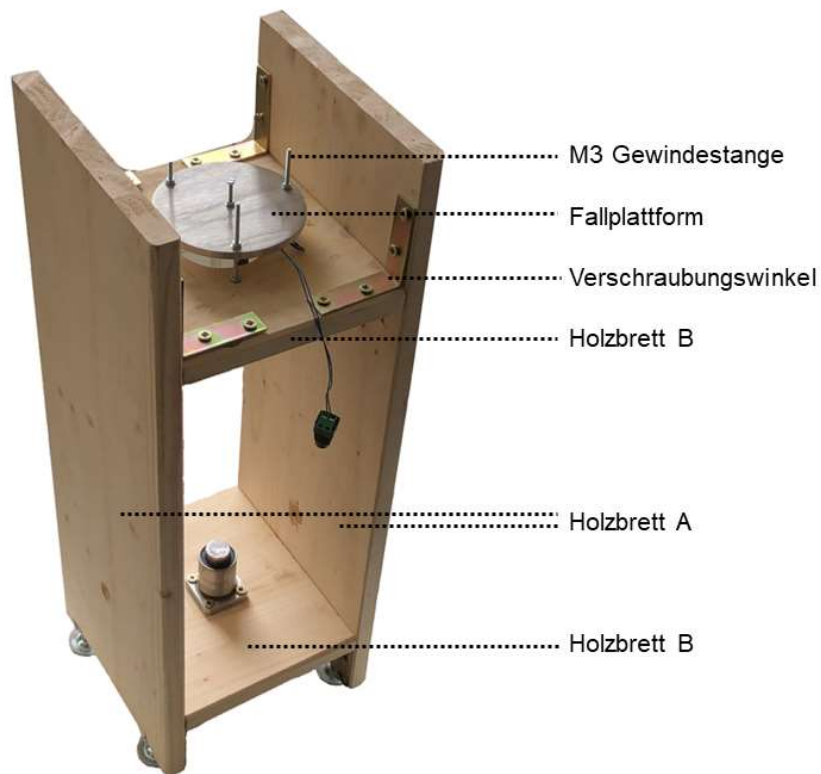


Abbildung 31: Holzgerüst, bestehend aus zweimal Holzbrett A und zweimal Holzbrett B.

Tabelle 15 Maße des Holzgerüsts

	Holzbrett A	Holzbrett B
Länge:	52 cm	20 cm
Breite:	20 cm	16 cm
Dicke:	1,8 cm	1,8 cm

### 3.1.6 Elektromagnet und Positionierungshilfe

Die Stahlkugel wurde magnetisch über die bereits in Kapitel 3.1.2 beschriebene, modifizierte Rändelschraube an einen Elektromagneten festgehalten. Das Magnetfeld wurde bei Versuchsdurchführung aufgelöst, indem der Elektromagnet von der Stromzufuhr getrennt wurde. Die technischen Daten zum Elektromagneten werden in Tabelle 16 dargestellt.

# Ergebnisse

Tabelle 16 Technische Daten zum Hubmagneten

Elektromagnet ZYE1 - P20/15.	
Marke:	Haljia
Modell:	ZYE1-P20/15.
Magnetismus:	2,5 kg
Maße:	Höhe 2 cm, Ø 2 cm
Spannung:	12 V Gleichstrom
Gewinde:	M3

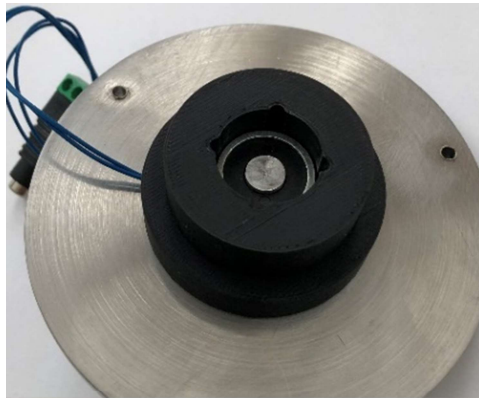


Abbildung 32: Fallplattform, Elektromagnet und Positionierungshülse nach Fertigstellung (Technische Zeichnung im Anhang - Abbildung 67)

Als Positionierungshilfe für den Fallkörper wurde eine Hülse erstellt, welche sich unterhalb der Fallplattform befand und den Elektromagneten umschloss. Ihr Innendurchmesser entsprach dem Außendurchmesser des Elektromagneten (Abbildung 32). Die Höhe der Hülse berechnete sich aus der Höhe des Elektromagneten und der Höhe der Haltevorrichtung. Die Positionierungshülse wurde in Fusion 360 entworfen und mittels Prusa MK3S additiv hergestellt.

### 3.1.7 Ausrichtung des Versuchsaufbaus

Um eine reproduzierbare Krafteinwirkung auf die Materialprobe zu ermöglichen, war es wichtig, die Entstehung von Querkräften auf ein Minimum zu reduzieren. Dafür wurden die einzelnen Elemente des Versuchsaufbaus orthogonal zur senkrechten Fallrichtung des Fallkörpers ausgerichtet. Das Fundament der Kraftmessdosen wurde auf einer Bodenfliese positioniert und die Position mittels Wasserwaage auf eine horizontale Raumlage kontrolliert (Abbildung 33).

## Ergebnisse

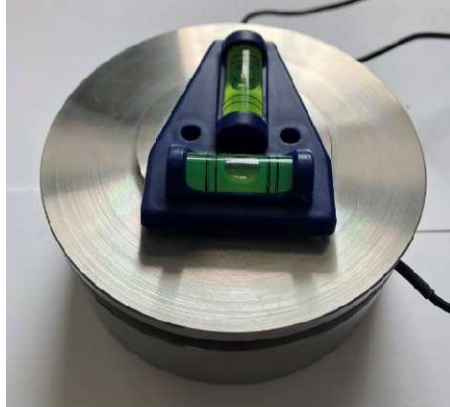


Abbildung 33: Überprüfung der horizontalen Ausrichtung der Auflageplattform durch eine Wasserwaage

Anschließend musste das Gerüst so eingestellt werden, dass das Linearkugellager sowohl mittig über dem Fundament als auch im Lot dazu stand. Dies geschah über vier Stellschrauben unterhalb des Holzgerüsts, über welche die Neigung des Fallturmes geändert werden konnte (Abbildung 34).

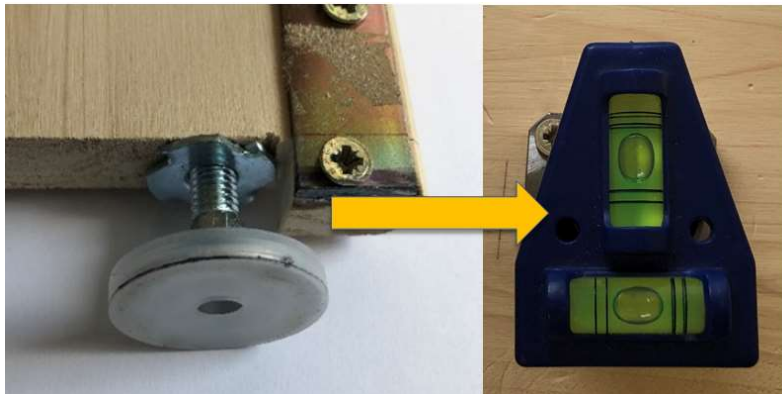


Abbildung 34: Ausrichtung des Gerüsts: Mit Hilfe der vier Stellschrauben wurde das Gerüst so eingestellt, dass das Linearkugellager im Lot stand. Überprüft wurde dies durch die Wasserwaage.

Der Elektromagnet wurde in senkrechter Verlängerung des Schlagbolzens positioniert. Dies wurde mittels Senklots überprüft und musste bereits berücksichtigt werden, bevor die drei Bohrungen in der oberen Ebene des Gerüsts vollzogen wurden (Abbildung 35).

## Ergebnisse

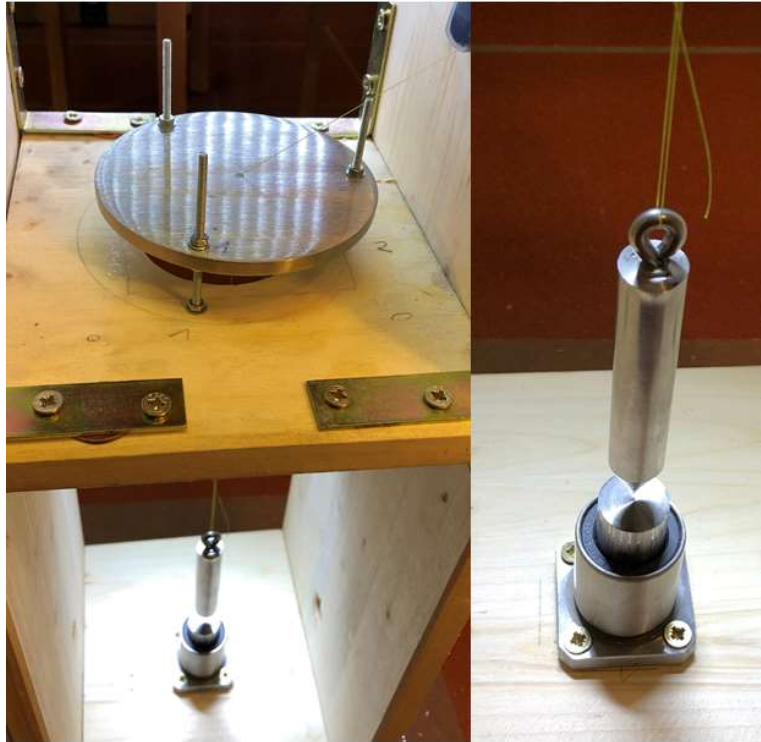


Abbildung 35: Senklot zur Überprüfung der Fallrichtung des Fallgewichts.



# Ergebnisse

## 3.2 Materialstärke

### 3.2.1 Absolute Materialstärke

Jede Materialgruppe bestand aus sieben Prüfkörpern, welche an jeweils fünf Messtellen vermessen wurden. Die Ergebnisse der Mittelwerte, Standardabweichung und der Prüfung auf Normalverteilung sind in Tabelle 17 aufgelistet und graphisch in Abbildung 36 dargestellt.

*Tabelle 17: Mittelwerte der Materialstärken in Millimeter, Standardabweichung und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung ( $p < 0,05$  lehnt die Hypothese einer Normalverteilung ab). Sollwerte: 4,0; 5,0 und 6,5 mm.*

Produktname	n	Mittelwerte (mm)	Std.Abw. (mm)	Shapiro-Wilk- W-Test
ER-Li	35	3,740	0,091	0,0134
STR-A	35	3,889	0,004	0,0003
SCH-Xtr	35	4,992	0,043	0,0080
STR-B	35	4,925	0,003	<0,0001
ER-HP	35	6,470	0,132	0,0059
STR-C	35	6,666	0,005	0,0039

In keiner Gruppe zeigten die Werte eine Normalverteilung. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode sind in Tabelle 22 dargestellt. Alle Materialgruppenpaare unterschieden sich signifikant.

Die Prüfkörpergruppen sind in Abbildung 36 paarweise angeordnet. Die thermoplastisch hergestellte Materialgruppe und das additiv hergestellte Pendant bilden ein Paar. Die thermoplastisch hergestellten Gruppen variierten in der Materialstärke deutlich stärker als die additiv hergestellten. Die Standardabweichung von ER-HP war mit 0,132 mm die größte, die bei STR-B mit 0,03 mm die kleinste. Innerhalb der drei thermoplastisch hergestellten Materialproben wies der vorlaminierter SCH-Xtr mit 0,043 mm die geringste Standardabweichung auf.

## Ergebnisse

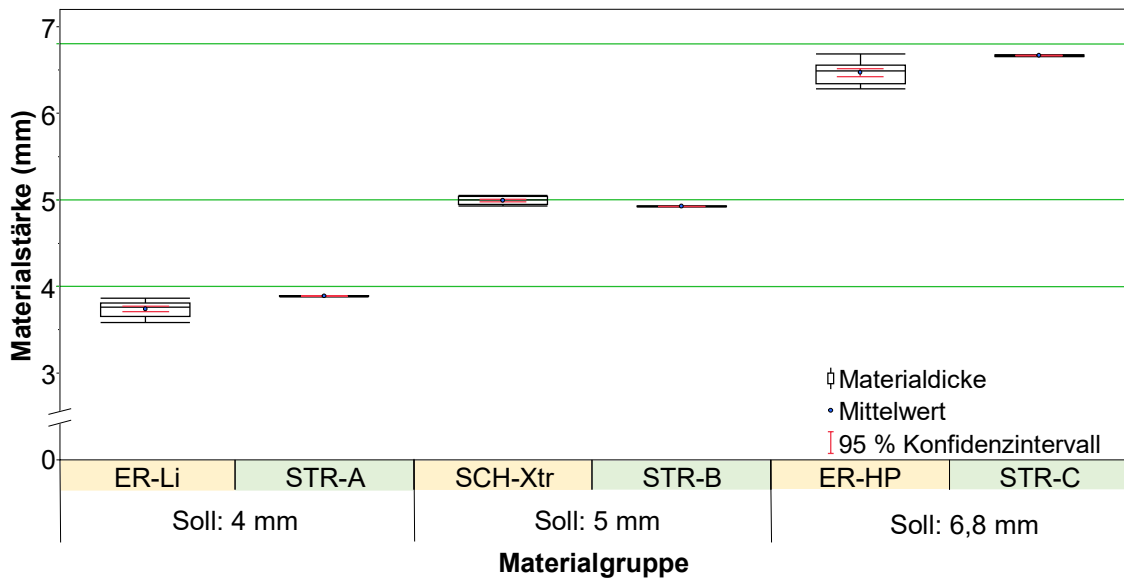


Abbildung 36: Absolute Materialstärke der Materialgruppen. Auf der Y-Achse sind die Materialstärken in mm, auf der X-Achse die Materialgruppen mit zugehörigen Soll-Materialstärken dargestellt. Die Soll-Materialstärken sind auf der Y-Achse ebenfalls durch grüne Linien angedeutet.

### 3.2.2 Relative Materialstärke

Die gemessenen Materialstärken der konventionellen Gruppen wurden in Relation zu der Materialstärke der addierten Folien vor thermoplastischer Formung gesetzt. Die Materialstärken der additiv gefertigten Gruppen wurden in Relation zu den digitalen Maßen der STL-Datei gesetzt. Im Fall von ER-Li und STR-A entsprach dies 4 mm, bei SCH-Xtr und STR-B 5 mm, bei ER-HP und STR-C waren es 6,8 mm. Die Ergebnisse der Mittelwerte in %, Standardabweichung und der Prüfung auf Normalverteilung sind in Tabelle 18 aufgelistet und graphisch in Abbildung 37 dargestellt.

Tabelle 18: Mittelwerte der relativen Materialstärken in %, Standardabweichung und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung ( $p < 0,05$  lehnt die Hypothese einer Normalverteilung ab)

Produktname	n	Mittelwerte (%)	Std.Abw. (%)	Shapiro-Wilk-W-Test
ER-Li	35	93,49	2,28	0,0134
STR-A	35	97,24	0,11	0,0003
SCH-Xtr	35	99,85	0,87	0,0080
STR-B	35	98,51	0,05	<0,0001
ER-HP	35	95,15	1,95	0,0059
STR-C	35	98,03	0,08	0,0039

# Ergebnisse

In keiner Materialgruppe zeigten die Werte eine Normalverteilung. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode sind in Tabelle 23 dargestellt. Alle Materialgruppenpaare unterschieden sich signifikant.

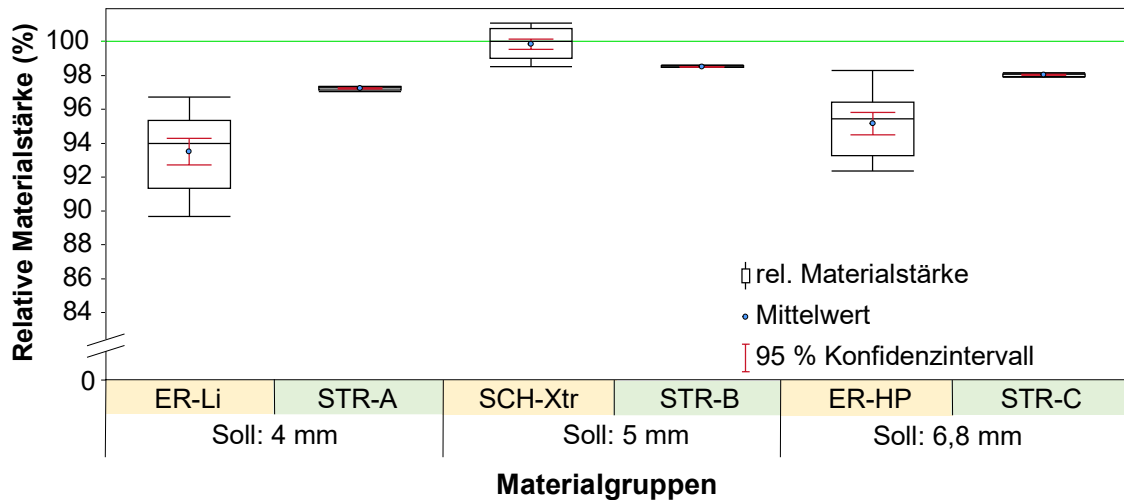


Abbildung 37: Relative Materialstärke in Bezug zur Soll-Materialstärke. Auf der Y-Achse sind die Materialstärken in %, auf der X-Achse die Materialgruppen mit zugehöriger Soll-Materialstärke beschrieben. Die Soll-Materialstärke ist mit 100 % ebenfalls auf der Y-Achse durch eine grüne Linie angedeutet.

Die Materialgruppen sind in Abbildung 37 paarweise angeordnet. Die Gruppe ER-Li wies mit 6,51 % im Mittelwert sowohl die höchste Schrumpfung als auch mit 2,28 % die höchste Standardabweichung auf. Der Mittelwert der Schrumpfung des thermoplastisch hergestellten SCH-Xtr war mit 0,15 % der geringste.

## 3.3 Schockabsorption

### 3.3.1 Maximalkräfte

Jede Materialprobe wurde fünf Mal im Fallversuch belastet. Dies ergab 35 Fallversuche pro Materialgruppe. No-MG stellt die Messergebnisse von fünf Versuchsabläufen ohne Materialprobe dar, bei denen der Bolzen ungedämpft auf die Auflagenplattform schlug. Die Ergebnisse der Mittelwerte der Maximalkräfte in N, Standardabweichung und der Prüfung auf Normalverteilung sind in Tabelle 19 aufgelistet und graphisch in Abbildung 38 dargestellt.

## Ergebnisse

Tabelle 19: Mittelwerte der Maximalkräfte in N, Standardabweichung und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung ( $p < 0,05$  lehnt die Hypothese einer Normalverteilung ab)

Produktname	n	Mittelwerte (N)	Std.Abw. (N)	Shapiro-Wilk-W-Test
No-MG	5	8982,35	305,18	0,8456
ER-Li	35	2543,67	95,77	0,1064
STR-A	35	6553,86	168,57	0,0331
SCH-Xtr	35	2705,22	84,56	0,3950
STR-B	35	6525,97	155,41	0,4909
ER-HP	35	2470,60	87,00	0,3710
STR-C	35	5585,09	203,99	0,6656

Die Materialgruppen zeigten, mit Ausnahme von STR-A, eine Normalverteilung der Werte. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode sind in Tabelle 24 dargestellt. Alle Materialgruppenpaare außer STR-A zu STR-B unterschieden sich signifikant.

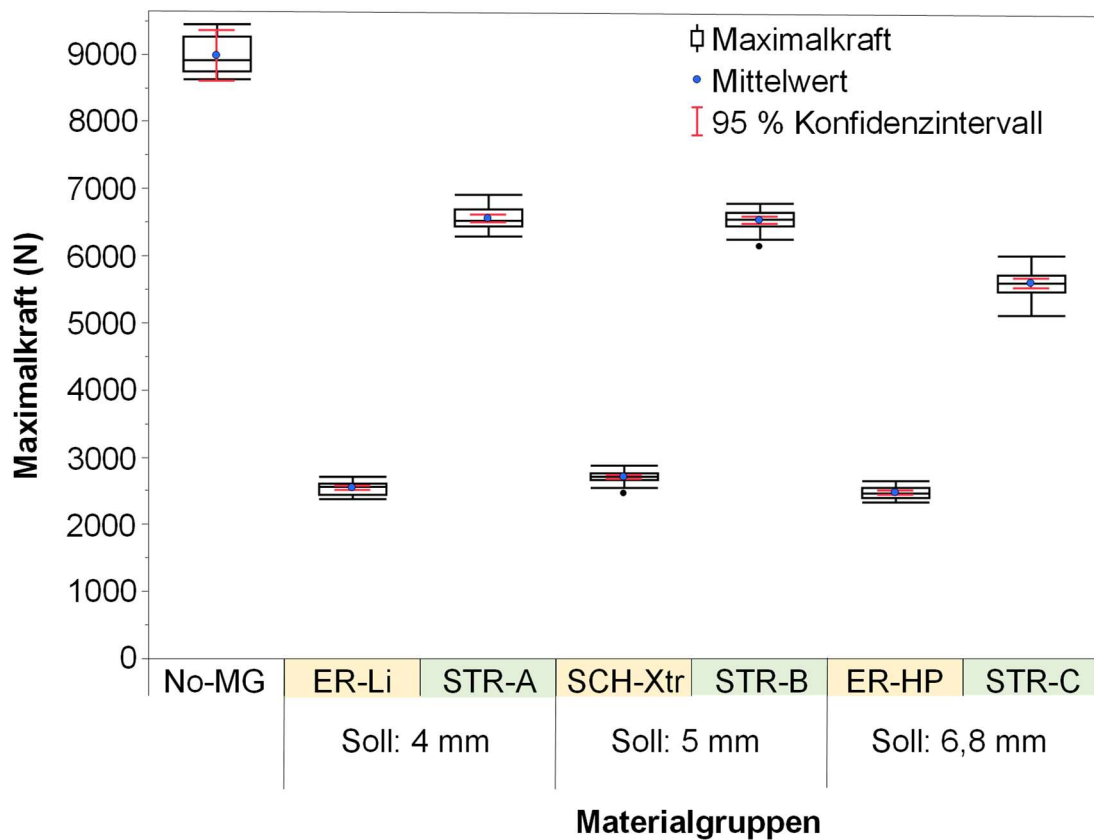


Abbildung 38: Maximalkräfte pro Materialgruppe. Auf der Y-Achse sind die Kräfte in N, auf der X-Achse die Materialgruppen mit Soll-Materialstärke beschrieben.

## Ergebnisse

Die Materialgruppen sind in Abbildung 38 paarweise angeordnet. Für No-MG ergab sich kein Gruppenpaar. Die höchsten Maximalwerte wurden bei No-MG mit  $8982,346 \text{ N} \pm 305,18 \text{ N}$  gemessen, die niedrigsten Maximalwerte erzielte ER-HP mit  $2470,6 \text{ N} \pm 87 \text{ N}$ . Die Werte der additiv hergestellten Materialgruppen lagen alle oberhalb der Werte der thermoplastisch hergestellten Gruppen. Die Standardabweichung der Gruppe No-MG und die der additiv hergestellten Materialproben waren ebenfalls deutlich größer als die der thermoplastisch hergestellten Materialproben.

Abbildung 39 zeigt die Maximalkraft Mittelwerte aller Prüfkörper der jeweiligen Materialgruppe in Bezug zur absoluten Materialstärke. Die deutlich differierenden Standardabweichungen (Tabelle 17) der Materialstärken (in mm) der additiv und thermoplastisch gefertigten Materialgruppen projizieren sich auf die X-Achse des Diagramms. Die Standardabweichungen der Maximalkräfte (Tabelle 19) projizieren sich auf die Y-Achse des Diagramms. In der Gruppe ER-Li hat beispielsweise die Materialprobe mit der geringsten Materialstärke (3,587 mm) die höchsten Maximalkräfte der Gruppe (2639,25 N) und die Materialprobe mit der größten Materialstärke (3,869 mm) die geringsten Maximalkräfte (2411,27 N).

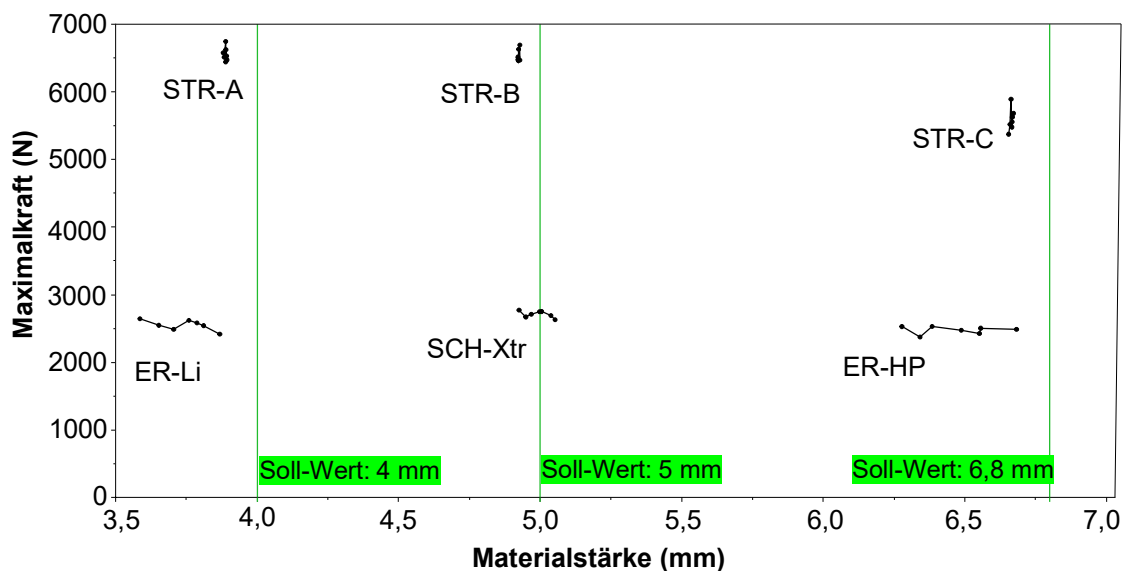


Abbildung 39: Maximalkraft in Abhängigkeit der absoluten Materialstärke. Auf der Y-Achse sind die gemessenen Maximalkräfte in N dargestellt, auf der X-Achse die Materialstärken in mm. Die vertikalen, grünen Linien deuten die Soll-Materialstärke der drei Materialgruppenpaare an.

## Ergebnisse

In der Gruppe ER-HP hat jedoch die dünnste Materialgruppe (6,279 mm, 2524,42 N) eine sehr ähnliche Maximalkraft im Vergleich zur dicksten Materialprobe (6,684 mm und 2483,33 N).

### 3.3.2 Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke

Die Mittelwerte der Maximalkräfte der einzelnen Materialgruppen wurden vom Mittelwert der Gruppe No-MG subtrahiert und durch die gemessene Materialdicke der einzelnen Materialproben dividiert. Die Ergebnisse dieser Rechnung sind die Schockabsorptionswerte pro Millimeter Materialstärke. Mittelwerte der Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke in N, Standardabweichung und der Prüfung auf Normalverteilung sind in Tabelle 20 aufgelistet und graphisch in Abbildung 40 dargestellt.

*Tabelle 20: Mittelwerte der Maximalwerte in N, Standardabweichung und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung ( $p < 0,05$  lehnt die Hypothese einer Normalverteilung ab)*

Produktname	n	Mittelwerte (N)	Std.Abw.(N)	Shapiro-Wilk-W-Test
ER-Li	35	1722,45	38,29	0,0255
STR-A	35	624,37	43,28	0,0290
SCH-Xtr	35	1257,41	17,08	0,4605
STR-B	35	498,71	31,62	0,5094
ER-HP	35	1006,81	24,58	0,6104
STR-C	35	509,64	30,76	0,6478

Die Materialgruppen, mit der Ausnahme von ER-Li und STR-A, zeigten eine Normalverteilung der Werte. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode sind in Tabelle 25 dargestellt. Alle Materialgruppenpaare außer STR-B - STR-C unterschieden sich signifikant.

## Ergebnisse

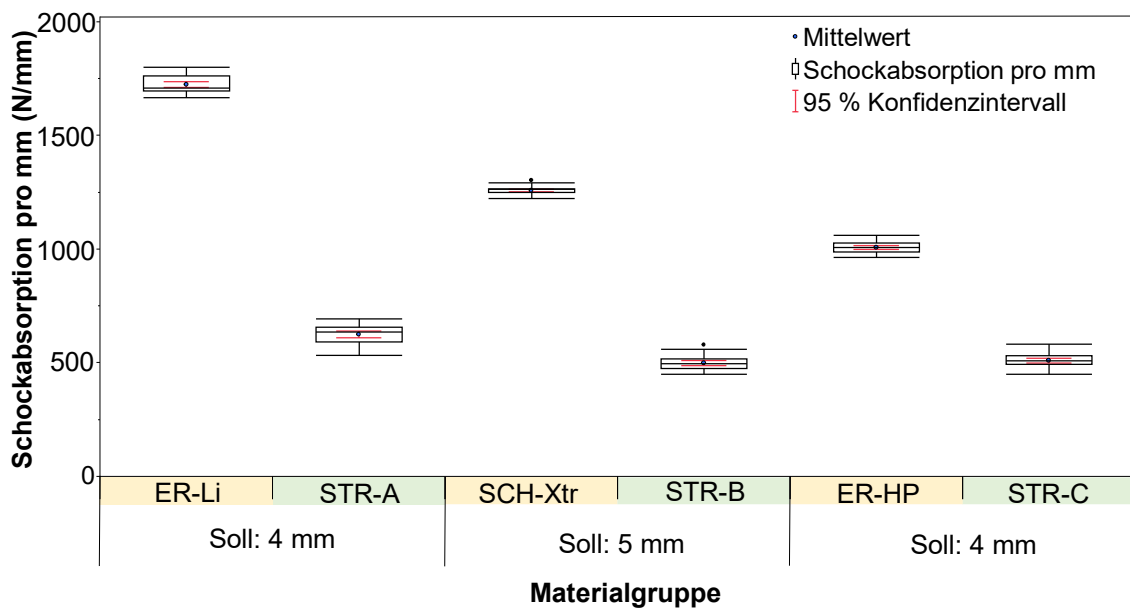


Abbildung 40: Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke, auf der Y-Achse sind die Kräfte in N, auf der X-Achse die Materialgruppen mit Soll-Materialstärken beschrieben.

Die Materialgruppen sind in Abbildung 40 paarweise angeordnet. Die Materialprobe ER-Li absorbierte mit  $1722,46 \text{ N} \pm 43,28 \text{ N}$  die meiste Energie pro Millimeter. STR-C absorbierte pro Millimeter mit  $509,64 \text{ N} \pm 30,76 \text{ N}$  die wenigste. Die Standardabweichung war bei SCH-Xtr mit  $17,08 \text{ N}$  die geringste. Bei der Schockabsorption pro Millimeter waren die Standardabweichungen der additiven Gruppen größer als die der thermoplastisch hergestellten.

### 3.3.3 Materialermüdung der Prüfkörper

In Abbildung 41 sind die 35 Maximalwerte für jede Materialgruppe von Prüfkörper 1 bis 7 mit allen fünf Messungen pro Prüfkörper aneinandergereiht. Es ließ sich über fünf Versuchsdurchführungen keine Regel über einen Anstieg oder Abfall der Kräfte feststellen. Innerhalb der Materialgruppe STR-C ergab sich beispielsweise bei Prüfkörper 1 einen deutlich erkennbaren Abfall der gemessenen Kräfte über fünf Versuchsdurchführungen, während bei Prüfkörper 3 der gleichen Gruppe ein Anstieg der gemessenen Werte zu beobachten war.

# Ergebnisse

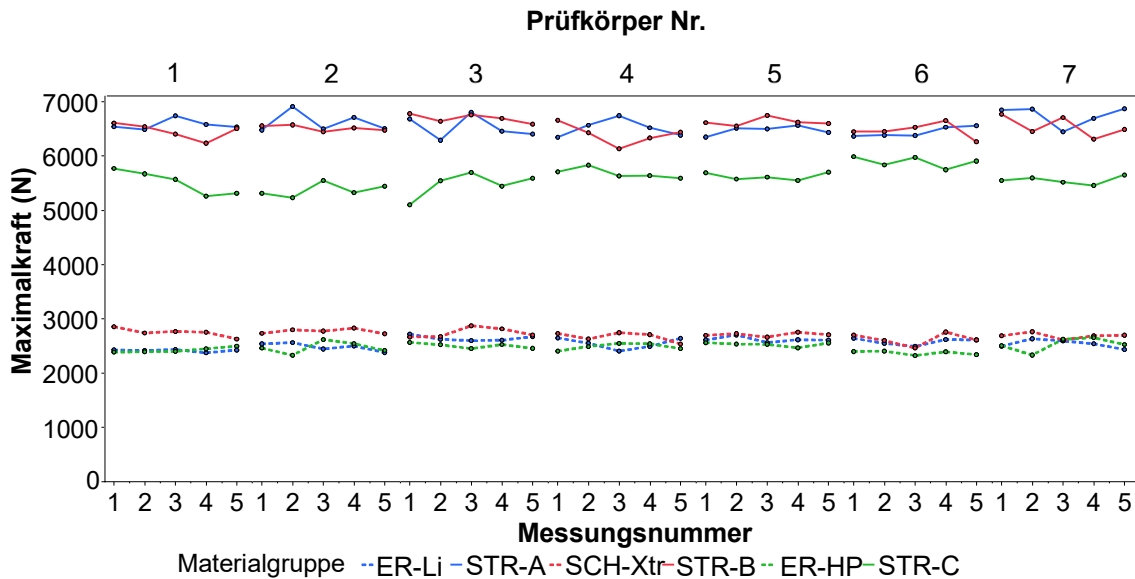


Abbildung 41: Materialermüdung der Prüfkörper über fünf Versuchsabläufe, auf der Y-Achse die Maximalkräfte in N, auf der X-Achse die Messungsnummer 1-5 für Prüfkörper 1-7.

## 3.3.4 Zeitlicher Kraftverlauf des Bolzenschlages

In Abbildung 42 sind die zeitlichen Kräfteverläufe der Bolzenschläge aller Materialgruppen zusammengefasst. Die dargestellten Kurven entstanden, indem rechnerisch für jeden Zeitpunkt der Messung der Mittelwert aus den 35 Newtonwerten für die jeweilige Materialgruppe erstellt wurden. Die Kurve der Gruppe No-MG zeigt zu jedem Messzeitpunkt den Mittelwert aus 5 Versuchsdurchführungen.

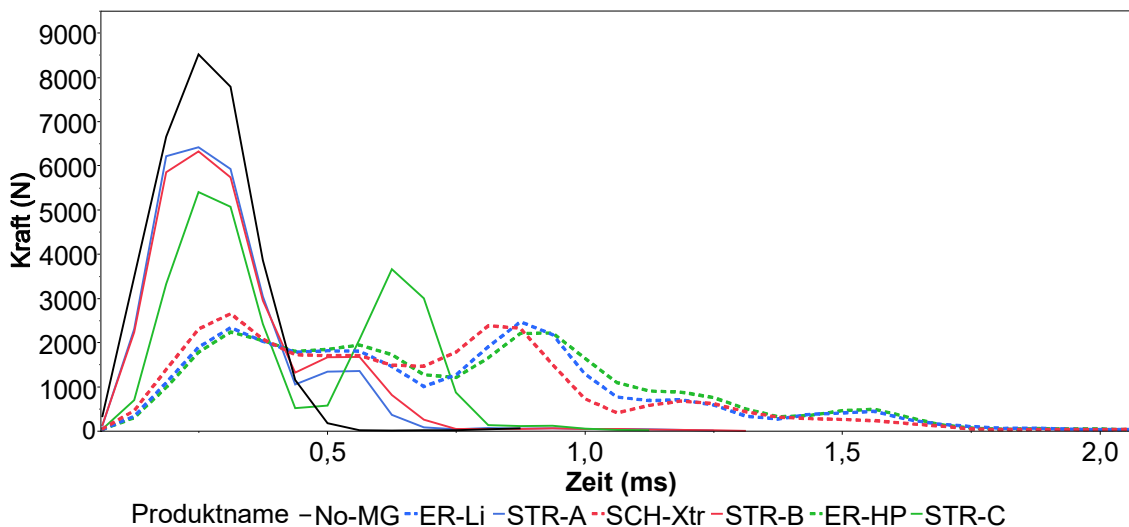


Abbildung 42: Gesamtgrafik zum zeitlichen Kraftverlauf des Bolzenschlages, die Y-Achse zeigt die Kräfte in N, die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf in Millisekunden. Da die Peaks der einzelnen Gruppen einer Gruppe nicht immer auf den exakt gleichen Messpunkt fallen, entsprechen die Peaks graphisch nicht genau den Maximalkräften aus Tabelle 19.



## Ergebnisse

Als der Bolzen ungedämpft auf die Auflagenplattform schlug (No-MG), entstand die steilste Kurve mit dem höchsten Peak. Nachdem dieser Maximalwert erreicht wurde, fiel die Kurve wieder sehr steil ab erreichte nach ca. einer Millisekunde die Nulllinie. Es ergab sich kein weiterer Ausschlag. Prüfkörper A und B von Stratasys hatten ähnliche Kraft-Zeit-Verläufe. Beide nahmen die steilsten Anstiege unter den sechs Materialgruppen mit den zweit- und dritthöchsten Maximalwerten. Ein zweiter, deutlich kleinerer Peak war nur mit minimaler Steigerung zu erkennen. Die Kurve des Prüfkörper C von Stratasys zeigte zwei deutliche Peaks mit tiefem Tal zwischen den Peaks. Die Kurvenverläufe der thermoplastischen Materialgruppen verliefen jeweils sehr ähnlich und enthielten ebenfalls zwei Peaks. Sie begannen deutlich flacher und das Tal zwischen den Peaks verlief weniger tief. Die Nulllinie wurde deutlich später erreicht als bei den additiv gefertigten Materialproben. Eine genauere Betrachtung der Kräfteverläufe der einzelnen Materialgruppen findet sich in Abbildung 43 bis Abbildung 48.

### Playsafe light von Erkodent

Abbildung 43 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe ER-Li. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

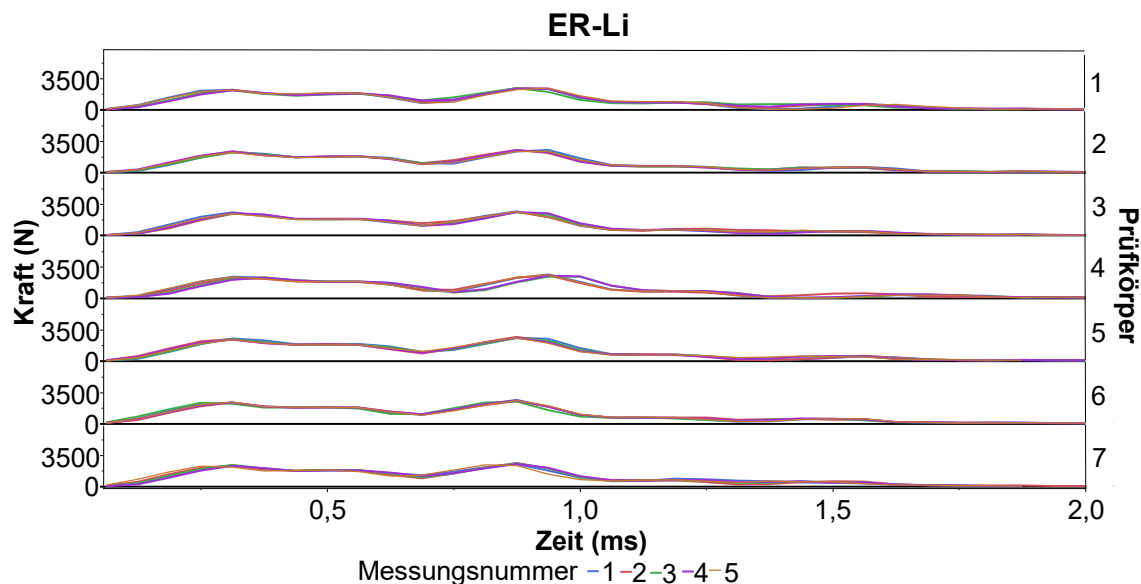


Abbildung 43: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Playsafe light, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

## Ergebnisse

Die 35 Kraft-Zeit-Kurven zeigten einen annähernd identischen Verlauf. Beim Auftreffen der Stahlkugel begann ein linearer Anstieg der Kurve bis ca. 0,3 ms (erster Peak). Die Kurven fielen dann stetig bis ca. 0,7 ms und stiegen dann zu einem zweiten Peak auf, welcher höher als der erste Peak ausfiel und sich ca. zwischen 0,7 und 0,8 ms ereignete. Nach dem zweiten Peak fielen die Kurven stetig ab und erreichten zwischen 1,5 und 1,75 ms die Nulllinie.

### Prüfkörper A von Stratasys

Abbildung 44 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe STR-A. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

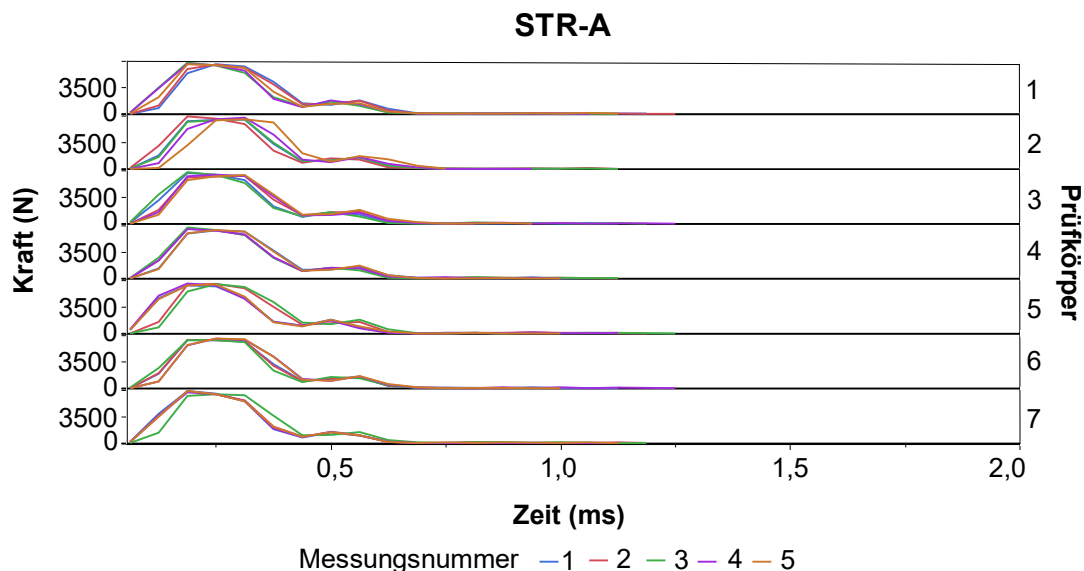


Abbildung 44: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Prüfkörpers A von Stratasys, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

Die 35 Zeit-Kraft-Kurven zeigten einen ähnlichen Verlauf. Die Kurve nahm einen steilen Anstieg zum ersten und einzigen Peak (ca. 0,25 ms). Nach steilem Abfall der Kräfte beschrieb die Kurve dann bei ca. 0,5 ms ein Plateau und fiel dann noch vor 0,75 ms auf Nullniveau. Die Kurvenverläufe der Messungsnummern innerhalb eines Prüfkörpers variierten in einem unterschiedlichen Maß. Bei Prüfkörper 5 ähnelten sich zwar die erreichten Maximalwerte, die Kurvenverläufe variierten jedoch sichtbar. Messungsnummer 1, 4 und 5 nahmen einen steileren Anstieg zum ersten Peak und erreichten früher das Plateau. Bei Messungsnummer 2 und

## Ergebnisse

3 nahm die Kurve erst eine flachere Steigung, bevor sie zum ersten Peak aufstieg. Das Plateau wurde dementsprechend später erreicht. Die fünf Kurven der Messungsnummer 1-5 zeigten beispielsweise bei Prüfkörper 4 einen deutlich ähnlicheren Verlauf.

### Bioplast Xtreme von Scheu Dental

Abbildung 45 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe SCH-Xtr. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

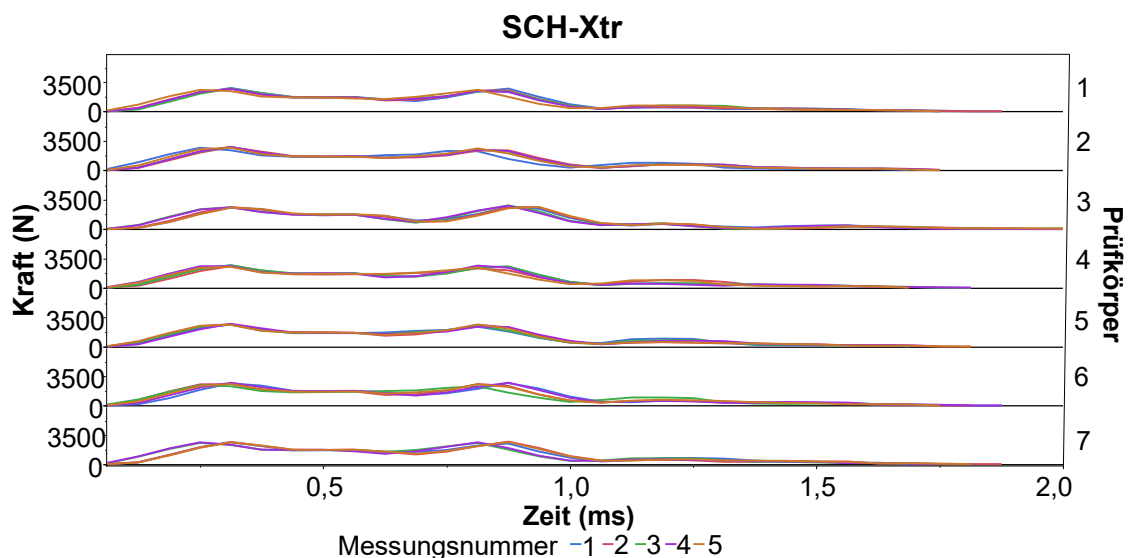


Abbildung 45: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Bioplast Xtreme von Scheu Dental, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

Die 35 Kraft-Zeit-Kurven zeigten einen annähernd identischen Verlauf. Beim Auftreffen der Stahlkugel begann ein linearer Anstieg der Kurve bis ca. 0,3 ms (erster Peak). Die Kurven fielen dann stetig bis ca. 0,7 ms und stiegen dann zu einem zweiten Peak auf, welcher sich zwischen 0,75 und 0,9 ms ereignete. Nach dem zweiten Peak fielen die Kurven stetig ab und erreichten vor 1,75 ms die Nulllinie. Obwohl die Kurven der 35 Versuchsdurchführungen sich im Verlauf sehr ähnlich waren, gab es leichte Differenzen bei den Peaks. In den meisten Messungsnummern ist der erste Peak höher als zweite. In einigen ist der 2. Peak jedoch höher als der Erste. Dies traf bei Prüfkörper 3 an Messungsnummer 3, 4 und 5 auf. Bei

## Ergebnisse

Prüfkörper 4 mit Messungsnummer 4. Bei Prüfkörper 5 mit Messungsnummer 5. Bei Prüfkörper 7 war es Messungsnummer 2, 4 und 5.

### Stratasys Prüfkörper B

Abbildung 46 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe STR-B. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

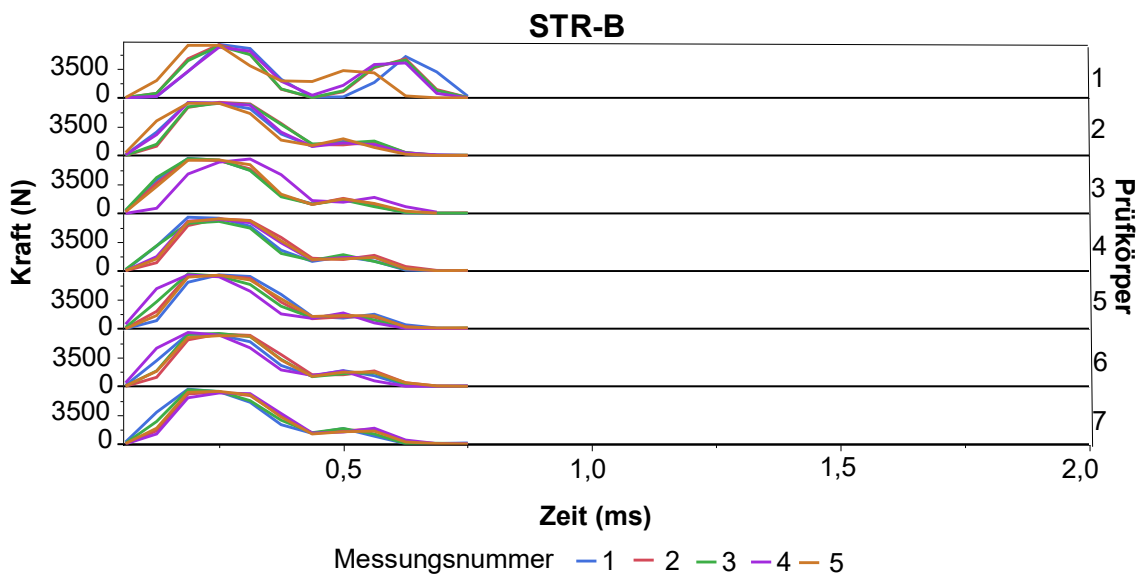


Abbildung 46: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Prüfkörpers B von Stratasys Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

Die 35 Zeit-Kraft-Kurven zeigten bis auf Prüfkörper 1 einen ähnlichen Verlauf. Die Kurve nahm einen steilen Anstieg zum ersten und einzigen Peak (ca. 0,25 ms). Nach steilem Abfall der Kräfte beschrieb die Kurve dann bei ca. 0,5 ms ein Plateau und fiel schließlich vor 0,75 ms auf Nullniveau. Prüfkörper 1 zeigte differierende Kurvenverläufe, die einen zweiten Peak aufwiesen. Bei Messungsnummer 1-4 (Prüfkörper 1) fielen die Kurven nach dem ersten Peak auf einen Wert von unter 400 N ab und stiegen dann zu einem zweiten Peak auf, der jedoch kleiner als der erste war und bei ca. 0,6 ms sein Maximum erreichte. Nach zweitem Peak fiel die Kurve stetig ab und erreichte das Nullniveau bei ca. 0,75 ms. Die Kurve von Messnummer 5 (Prüfkörper 1) fiel nach erstem Peak deutlich weniger tief als bei Messnummer 1-4. Der zweite Peak bei Messnummer 5 erreichte

## Ergebnisse

im Vergleich zu Messnummer 1-4 nur ein geringeres Maximum und fiel früher auf die Nulllinie.

### Erkodent Playsafe Heavy Pro

Abbildung 47 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe ER-HP. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

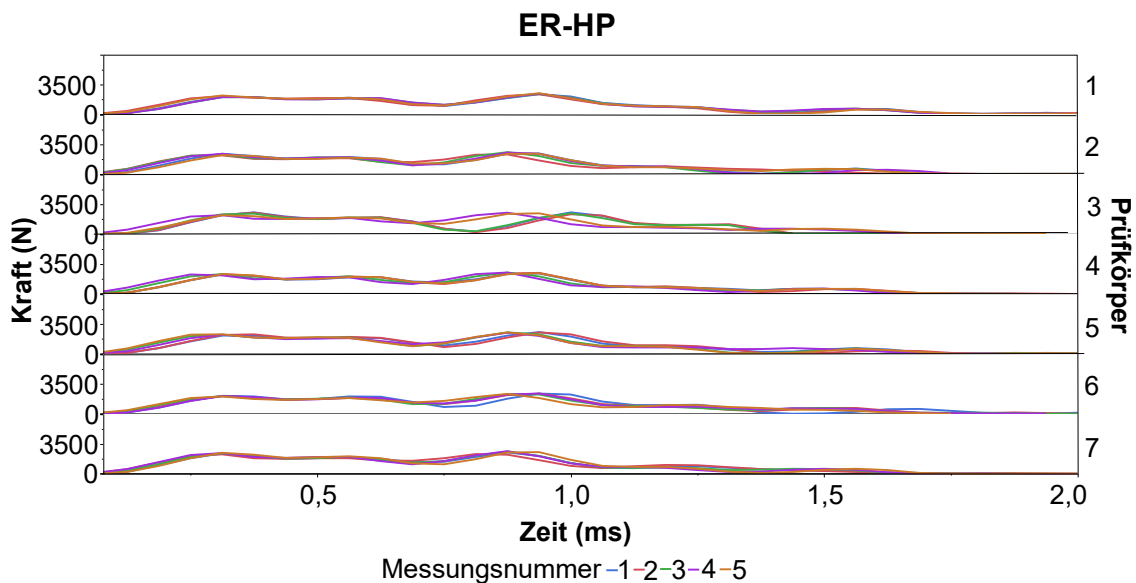


Abbildung 47: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Playsafe Heavy Pro von Erkodent, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

Die 35 Kraft-Zeit-Kurven zeigten einen sehr ähnlichen Verlauf. Beim Auftreffen der Stahlkugel begann ein linearer Anstieg der Kurve bis ca. 0,3 ms (erster Peak). Die Kurven fielen dann stetig bis 0,75 ms und stiegen anschließend zu einem zweiten Peak auf, welcher sich zwischen 0,7 und 1 ms ereignete. Nach dem zweiten Peak fielen die Kurven stetig ab und erreichten nach ca 1,75 ms die Nulllinie. In den meisten Fällen war der zweite Peak höher als der erste. Umgekehrt war dies bei Messnummer 2 von Prüfkörper 3. Bei Messnummer 1, 2 und 3 von Prüfkörper 3 fiel die Kurve zwischen erstem und zweitem Peak auf einen Newton Wert unter 350 N. Bei allen anderen Prüfkörpern dieser Gruppe lag dieses Tal der Kurve bei Werten zwischen 798 N und 1516 N.

# Ergebnisse

## Prüfkörper C von Stratasys

Abbildung 48 zeigt den zeitlichen Kräfteverlauf der Materialgruppe STR-C. Es sind für jeden der sieben Prüfkörper alle fünf Versuchsdurchführungen dargestellt.

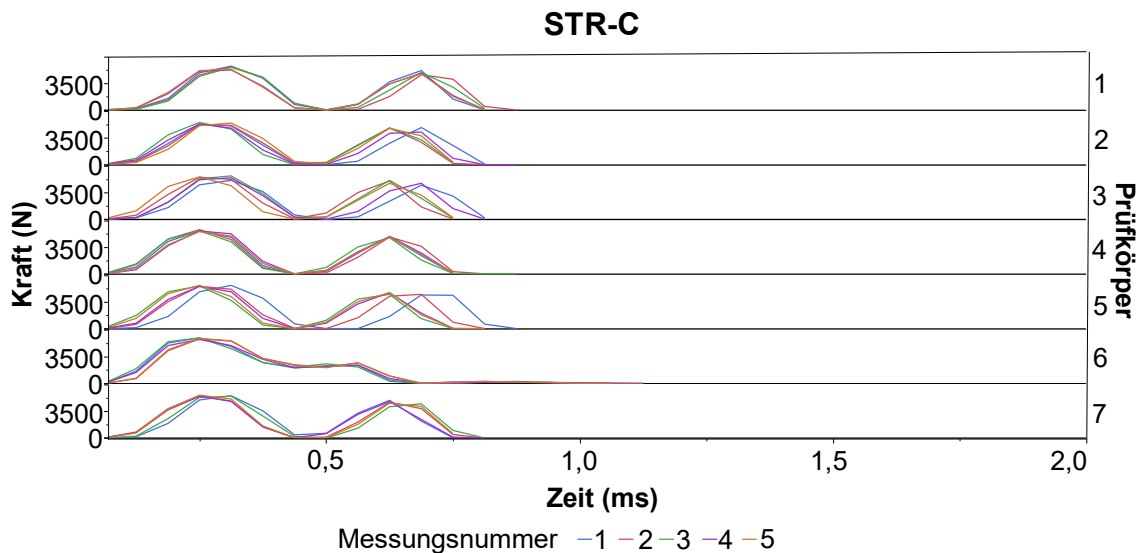


Abbildung 48: Zeitlicher Verlauf des Bolzenschlages bei den Materialproben des Prüfkörpers C von Stratasys, Y-Achse zeigt die gemessene Kraft in N, X-Achse den zeitlichen Verlauf in ms der Messungsnummer 1-5 unter Prüfkörper 1-7.

Die 35 Zeit-Kraft-Kurven zeigten bis auf Prüfkörper 6 einen ähnlichen Verlauf. Die Kurve begann mit einem Anstieg zum ersten von zwei Peaks, der bei ca. 0,25 ms lag. Nach steilem Abfall der Kräfte beschrieb die Kurve dann bei ca. 0,4 ms ein Tal und fiel auf Werte zwischen 2,2 und 422 N. Die Kurve stieg dann wieder an und erreichte zwischen 0,6 und 0,75 ms den zweiten Peak, der in allen 35 Messungsnummern dieser Gruppe kleiner war. Prüfkörper 6 zeigte differierende Kurvenverläufe, die keinen zweiten Peak aufwiesen. Die Kurven beschrieben bei 0,5 ms ein Plateau und erreichten vor 0,75 ms das Nullniveau.

### 3.3.5 Kraftstoß

Der Kraftstoß ist die annähernd berechnete Fläche unterhalb des Kraft-Zeit-Diagramms. Für jede Materialgruppe ergaben sich 35 errechnete Kraftstöße und für die Gruppe No-MG ergaben sich 5 Kraftstöße. Die Ergebnisse der Mittelwerte der Kraftstöße in N, Standardabweichung und der Prüfung auf Normalverteilung sind in Tabelle 21 aufgelistet und graphisch in Abbildung 49 dargestellt.

## Ergebnisse

Tabelle 21: Mittelwerte des Kraftstoßes in N\*s, Standardabweichung und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung ( $p < 0,05$  lehnt die Hypothese einer Normalverteilung ab)

Produktname	n	Mittelwerte (Ns)	Std.Abw. (Ns)	Shapiro-Wilk-W-Test
No-MG	5	1,99	0,03	0,3853
ER-Li	35	1,87	0,01	0,8480
STR-A	35	1,77	0,02	0,0074
SCH-Xtr	35	1,86	0,01	0,0051
STR-B	35	1,81	0,03	0,0008
ER-HP	35	1,95	0,04	<0,0001
STR-C	35	1,73	0,04	0,1847

Die Werte der Gruppen No-MG, ER-Li und STR-C zeigten eine Normalverteilung. Die Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode sind in Tabelle 26 dargestellt. Jedes Gruppenpaar unterschied sich signifikant.

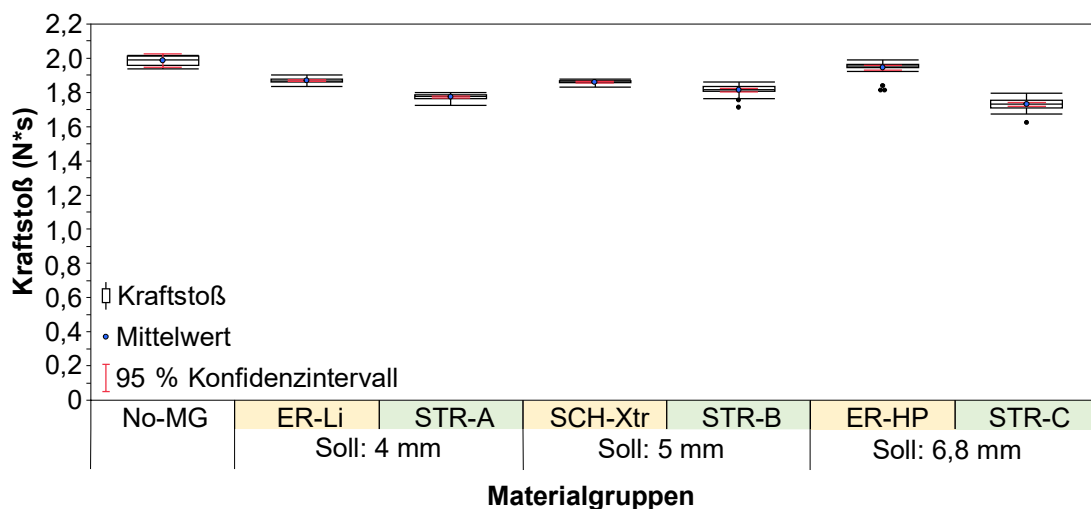


Abbildung 49: Kraftstoß pro Materialgruppe, auf der Y-Achse ist das Integral der Kraft-Zeit-Verläufe in N\*s, auf der X-Achse sind die Materialgruppen mit Soll-Materialstärke beschrieben.

Die Materialgruppen sind in Abbildung 49 in paarweise angeordnet. Für No-MG ergab sich kein Gruppenpaar. Der Mittelwert der Gruppe No-MG war mit  $1,99 \text{ Ns} \pm 0,03 \text{ Ns}$  der Größte, gefolgt von der Gruppe ER-HP mit  $1,95 \text{ Ns} \pm 0,04 \text{ Ns}$ . Die Gruppe mit dem kleinsten Mittelwert der Fläche unterhalb der Kraft-Zeit Kurve war STR-C mit  $1,73 \text{ Ns} \pm 0,04 \text{ Ns}$ . Die thermoplastischen

## Ergebnisse

Gruppen lagen alle über den additiv gefertigten. Die größte und kleinste Standardabweichung des Kraftstoßes wurde mit 0,04 Ns (ER-HP) und 0,01 Ns (SCH-Xtr) von thermoplastisch hergestellten Gruppen erreicht.

### 3.4 Beschaffenheit der Materialien nach Versuchsdurchführung

#### 3.4.1 Playsafe light von Erkodent

Abbildung 50 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers der Gruppe ER-Li nach Ablauf der Versuche. Es waren ringförmige Einrisse an der Oberfläche des Prüfkörpers erkennbar, welche die Außenform des Stempels widerspiegeln.



Abbildung 50: Aufsicht der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe ER-Li, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

Abbildung 51 zeigt Materialprobe ER-Li im Querschnitt. Die optische Unterscheidung der zwei EVA Folien war unter guten Lichtverhältnissen möglich.

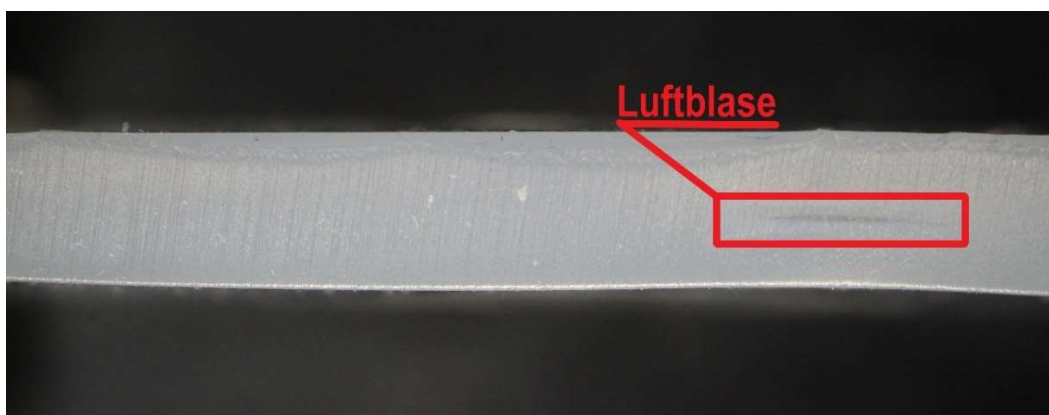


Abbildung 51: Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe ER-Li, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung. Innerhalb der roten Markierung ist ein Luftraum zwischen den zwei thermoplastisch gefügten EVA-Folien erkennbar.



## Ergebnisse

### 3.4.2 Prüfkörper A von Stratasys

Abbildung 52 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers der Gruppe STR-A nach Ablauf der Versuche. Es wurden weder makroskopisch, noch mikroskopisch Veränderungen der Oberfläche des Prüfkörpers erkannt.

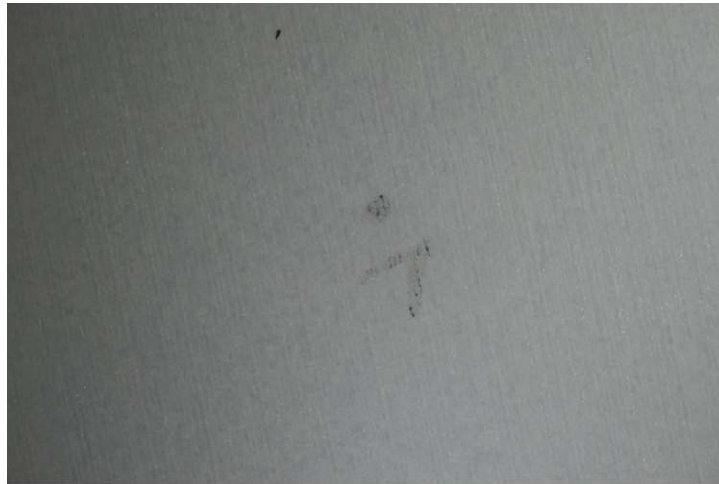


Abbildung 52: Aufsicht der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe STR-A, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung. Die sichtbare 1 mit Punkt zeigt die Probennummer und das Zentrum des Prüfkörpers an.

Abbildung 53 zeigt eine Materialprobe der Gruppe STR-A im Querschnitt. Die Materialproben erschienen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch homogen.



Abbildung 53: Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe STR-A, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

### 3.4.3 Bioplast Xtreme von Scheu Dental

Abbildung 54 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers der Gruppe SCH-Xtr nach Ablauf der Versuche. Es waren ringförmige Einrisse an der Oberfläche des Prüfkörpers erkennbar, welche die Außenform des Stempels widerspiegeln.

## Ergebnisse



Abbildung 54: Aufsicht der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe SCH-Xtr, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

Abbildung 55 zeigt Materialprobe SCH-Xtr im Querschnitt. Die zwei von Scheu Dental bereits vorlaminieren Schichten waren optisch deutlich voneinander trennbar. Die Schichten erschienen makro- und mikroskopisch homogen. Eine unvollständige Laminierung war nicht erkennbar. Die Stärke der zwei Schichten erscheint gleichmäßig.



Abbildung 55: Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe SCH-Xtr, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

### 3.4.4 Prüfkörper B von Stratasys

Abbildung 56 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers der Gruppe STR-B nach Ablauf der Versuche. Es wurden bei STR-B nach Ablauf der Versuche weder makroskopisch, noch mikroskopisch Veränderungen der Oberfläche des Prüfkörpers erkannt.

## Ergebnisse

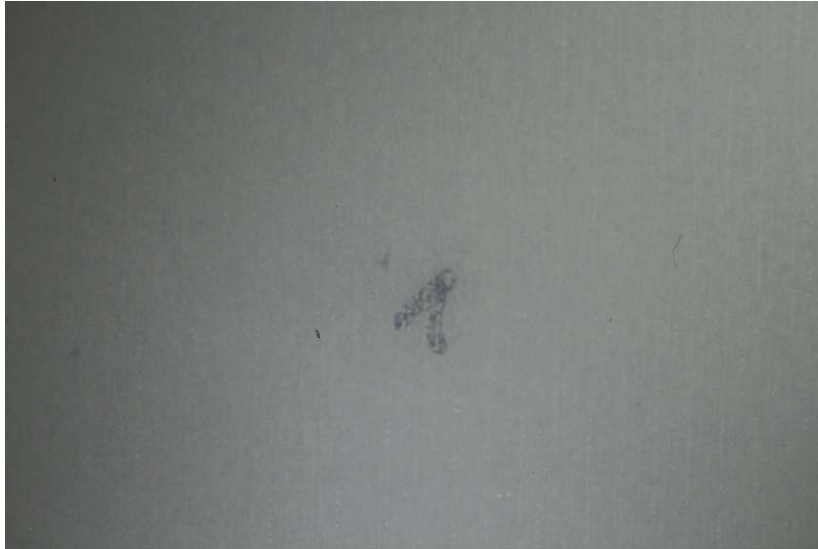


Abbildung 56: Aufsicht der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe STR-B, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung. Die sichtbare 1 mit Punkt zeigt die Probennummer und das Zentrum des Prüfkörpers an.

Abbildung 57 zeigt eine Materialprobe der Gruppe STR-B im Querschnitt. Die Materialproben erschienen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch homogen. Die zwei Schichten waren optisch schwer zu unterscheiden, schienen jedoch homogen und gleichmäßig stark zu sein. Schwächen im Verbund konnten nicht entdeckt werden.



Abbildung 57: Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe STR-B, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

### 3.4.5 Playsafe Heavy Pro von Erkodent

Abbildung 58 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers nach Ablauf der Versuche. Es wurden bei der Gruppe ER-HP ringförmige Einrisse an der Oberfläche des Prüfkörpers erkennbar, welche die Außenform des Stempels widerspiegeln.

## Ergebnisse



Abbildung 58: Foto der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe ER-HP, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

Abbildung 59 zeigt eine Materialprobe der Gruppe ER-HP im Querschnitt. Die drei Schichten waren optisch leicht zu unterscheiden. Die unterste, 2 mm starke Eroxflex Folie verlief in der Materialstärke ungleichmäßig. Die Materialstärke der Erkodur-S Folie und der 4 mm Erkoflex Folie verliefen gleichmäßiger.

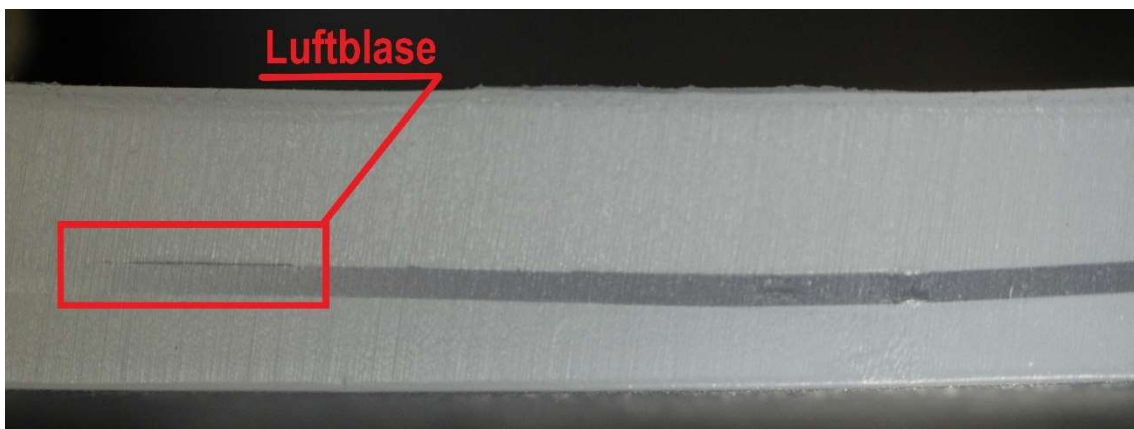


Abbildung 59: Foto vom Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe ER-HP, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung. Innerhalb der roten Markierung ist ein Luftraum zwischen der Erkodur-S Folie und der oben liegenden, 4 mm Erkoflex Folie erkennbar.

### 3.4.6 Prüfkörper C von Stratasys

Abbildung 60 zeigt die Oberfläche eines Prüfkörpers der Gruppe STR-C nach Ablauf der Versuche. Es wurden bei STR-C nach Ablauf der Versuche weder makroskopisch, noch mikroskopisch Veränderungen der Oberfläche des Prüfkörpers erkannt.

## Ergebnisse



Abbildung 60: Foto der Oberfläche einer Materialprobe der Gruppe STR-C, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung. Die sichtbare 1 mit Punkt zeigt die Probennummer und das Zentrum des Prüfkörpers an.

Abbildung 61 zeigt eine Materialprobe der Gruppe STR-C im Querschnitt. Die Materialproben erschienen sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch homogen.



Abbildung 61: Querschnitt einer Materialprobe der Gruppe STR-C, aufgenommen mit siebenfacher Vergrößerung

Teile der Ergebnisse sind ebenfalls in der Publikation von Schewe et al. [76] beziehungsweise im dazugehörigen Supplementary File zu finden.

# Diskussion

## 4 Diskussion

### 4.1 Material und Methodenkritik

#### 4.1.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau orientierte sich auf Nutzung von (bereits vorhandenen) Kraftmessdosen des Typs KM26z (ME-Messsysteme). Dies beschränkte die Möglichkeit der Versuchsgestaltung auf einen Drop-Ball Versuch oder einen Pendelschlag. In der Konzeptphase der Forschungsarbeit fiel die Entscheidung für ein Drop-Ball Versuch, da unter den beteiligten Personen keinerlei Erfahrung bei der Bemessung von Schockabsorption bestand und eine technische Umsetzung dieser Art von Versuchsaufbau am vielfältigsten nutzbar sowie besser kontrollierbar erschien. Als maßgebliche Orientierung für die Entwicklung diente dabei der von Chowdhury et al. in „*Combined analysis of shock absorption capability and force dispersion effect of mouthguard materials with different impact objects*“ verwendete Versuchsaufbau [47]. Ein Gewicht mit 500 g schlug hier aus einer Fallhöhe von 25 cm auf einen Bolzen, der vertikal auf einer Sportmundschutzprobe stand. Der überzeugendste Aspekt dieser Arbeit war die getrennte Untersuchung aus Schockabsorption und Kräfteverteilung von einheitlich gestalteten und geometrisch möglichst einfachen Prüfkörpern. Der Weg zum fertigen Versuchsaufbau der vorliegenden Arbeit ist mit kritischer Würdigung der Entwicklung im Kapitel 2.1.1 beschrieben.

In vier aufgefundenen Arbeiten zur Bewertung der Leistung eines Sportmundschutzes kommt es zur ausschließlichen Analyse des Schockabsorptionsverhaltens [29,66,16,15]. Da ein Sportmundschutz Energie nicht nur absorbieren, sondern auch verteilen muss [15], ist dies eine elementare Schwäche, wenn es gilt, die tatsächliche Schutzwirkung (Leistung) eines Sportmundschutzes zu bewerten. Dies wird durch Takeda et al. im Pendelschlagversuch bestätigt, in dem unter anderem eine Stahlkugel gegen ein Kiefermodell schlug [1]. Es wurde beim Einschlag einerseits die Beschleunigung des Modells per Beschleunigungssensor gemessen, andererseits die Auslenkung der Modellzähne per Dehnungsmessstreifen. Die Ergebnisse zeigten, dass sich bei der Einlage einer steifen Materialschicht im EVA-Sportmundschutz die Beschleunigung des Modells nach dem

## Diskussion

Aufschlag kaum änderte, die Auslenkung der Modellzähne sich jedoch erheblich verringerte. Dies zeigt, dass die Schutzwirkung eine Kombination aus Kräfteverteilung und Schockabsorption ist.

Wenn die Kräfteverteilungsfähigkeit mitbewertet werden soll, führt der Weg oft über einen Versuchsaufbau mit anatomisch gestaltetem Modell - wie zum Beispiel bei Bochning et al. [42]. Der bei Bochning et al. verwendete Versuch, dessen Sensorik bereits in Kapitel 1.3.4 beschrieben ist, erfasst die Auslenkung eines Frontzahnes in einem Oberkiefermodell, für welches ein vollwertiger Sportmundschutz im konventionellen Wege hergestellt wurde. In diesem komplexen Versuchsaufbau ist die Auslenkung des Frontzahnes ein kombiniertes Resultat aus Kräfteverteilung und Schockabsorption. Der Erfolg oder Misserfolg der getesteten Mundschutze lässt sich jedoch nicht anteilig der Kräfteverteilung oder der Schockabsorption zuordnen. Dies ist als Nachteil dieser Art Versuchsaufbau zu werten. Ähnlich ist dies, wenn Dehnmessstreifen an einem Kiefermodell genutzt werden, um die Bewegung von einzelnen Modellzähnen nach einem Einschlag zu messen [67]. Es kam in dieser Forschungsarbeit nicht zur Untersuchung der Kräfteverteilung. Für zukünftige Forschungsprojekte wäre aber eine Prescale Folie (Fujifilm Business Supply C), wie sie auch von Chowdhury et al. [47] benutzt wurde, problemlos integrierbar.

Eine der größten Herausforderungen in der technischen Umsetzung des Drop-Ball Versuchs war der reproduzierbar mittige Aufschlag der Kugel auf dem Bolzen: Dies wäre bei einem Stabpendel leichter zu steuern gewesen. Allerdings hat der Bolzen als Zwischenelement gegenüber einer direkt treffenden Stahlkugel den Simulationsvorteil. Denn, sportbedingte Traumata und Unfälle treten gewöhnlich nicht durch rundliche oder ballähnliche Objekte, sondern eher durch kantige, eckige oder spitze Objekte (etwa Hockeyschläger oder Finger eines Gegenspielers) auf [47]. Laut Takeda et al. nimmt neben der Geometrie auch das Material des Aufprallkörpers Einfluss auf die Schockabsorption [5].

Dies stellt einen Vorteil des vorliegenden Versuchsaufbaus dar, denn der Bolzen könnte ohne Aufwand gegen einen andersartigen ausgetauscht werden können,

## Diskussion

um die Auswirkung verschiedener Schlagkörpergeometrien oder Schlagkörpermaterialien auf den Sportmundschutz zu untersuchen.

Dies wäre auch in einem Stabpendelversuch mit Konstruktion eines horizontalen Schlagkörpers denkbar gewesen, wodurch jedoch höhere Reibungsverluste zu erwarten sind. Die Lagerung des Bolzens im Linearkugellager erzeugt Reibung, was Energieverlust zur Folge hat und ein klarer Nachteil ist gegenüber einem Versuchsaufbau, in dem die Materialprobe direkt getroffen wird.

Hingegen kann die Lagerung des Bolzens auf der Materialprobe zu der Annahme führen, dass das Eigengewicht des Bolzens das Material bereits vorkomprimiert und so die Schockabsorptionsfähigkeit der Probe beeinflusst. Dies lässt sich mit Hilfe des E-Moduls (Formel 17 und 18) berechnen:

$$E - Modul = \frac{\text{Spannung}}{\text{Dehnung}} \quad (17)$$

$$E - Modul = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\delta L}{L_0}} \quad (18)$$

Nach Einsetzen von  $F$  (Gewichtskraft des Bolzens: 2,13 N),  $A$  (Kontaktfläche des Bolzens: 126,68 mm<sup>2</sup>),  $L_0$  (Mittelwert der Materialstärke der Gruppe SCH-Xtr: 4,992 mm) und dem E-Modul von 15 MPa (Produktdatenblatt Scheu Dental [72]) ergibt sich eine Komprimierung  $\delta L$  des Prüfkörpers um 5  $\mu\text{m}$ . Eine Einflussnahme auf die Ergebnisse der Schockabsorption ist daher eher unwahrscheinlich. Die Anpassung der Fallhöhe war zwar in geringem Maße (für schwankende Materialstärken) möglich, größere Variationen in der kinetischen Energie des Fallkörpers sind jedoch aufgrund des fest verschraubten Holzgerüsts und der damit verbundenen Fallhöhe von 25 cm nicht möglich. Bei einem Stabpendel wären Variationen der Pendelenergie jedoch durch eine Änderung des Pendelwinkels leicht zu vollziehen. Bochnig et al. erreichten auf diese Weise durch eine Vergrößerung des Pendelwinkels von 20° auf 40°, 60°, 75°, 90° und 120° bei einer gleichbleibenden Pendelmasse eine Variation der Einschlagenergie von 0,07 J auf 0,27 J, 0,57 J, 0,85 J, 1,15 J und 1,72 J [42]. Das Dämpfungsverhalten mancher Werkstoffe ist abhängig von der Geschwindigkeit des aufprallenden Körpers. Ein



## Diskussion

eindrückliches Beispiel bietet hier gewöhnliches Wasser, welches bei einem Sprung vom 3-Meter Turm sehr dämpfend wirkt, bei einem Sprung aus dem Flugzeug seine dämpfende Eigenschaft jedoch annähernd verliert. Differierende Dämpfungseigenschaften unter variierenden Geschwindigkeiten könnten also bei einem Stabpendel-Versuchsaufbau problemlos erfasst werden.

Für zukünftige Arbeiten wäre also ein Pendelschlagversuch mit Kraftmessdosen, welche als einfaches und effizientes Mittel zur Bemessung der Schockabsorption gesehen werden können, in Kombination mit einer Prescale Folie (Fujifilm Business Supply C.) zur Bemessung der Kräfteverteilung eine sinnvolle Kombination. Auf das Zwischenelement des Bolzens sollte verzichtet werden, da es eventuell den Kraft-Zeit Verlauf manipuliert (siehe Kapitel 4.2.5). Statt einer Kugel sollten aber eckige bzw. kantige Objekte am Ende des Stabpendels verwendet werden.

### 4.1.2 Prüfkörper

Die Prüfkörper variierten je Materialgruppe und je Prüfkörper in der Materialstärke, was separat in Kapitel 4.2.1 diskutiert wird. Der Durchmesser der scheibenförmigen Prüfkörper lag bei jedem Prüfkörper bei 50 mm, was dem Durchmesser der Materialproben in Chowdhury et al. entsprach [47]. Da unter den Materialproben eine Prescale Folie (Fujifilm Business Supply C) zur Bemessung der Kräfteverteilung positioniert werden sollte, bestand die Notwendigkeit des flächigen Aufliegens des Prüfkörpers. Die gewählte Geometrie mit dem Durchmesser von 50 mm ist eine von zwei in der Literatur häufig vorkommenden Prüfkörperformen [15,49,66,75,76]. Ihr Vorteil liegt in der simplen Geometrie und damit erleichterten Reproduzierbarkeit. Der Nachteil liegt in der erschwerten Übertragung der Ergebnisse in eine klinische Situation. Um dies zu erleichtern, greifen viele Studien auf die zweite, ebenfalls häufig vorkommende Prüfkörperform zurück: Ein anatomisch vollwertiger Sportmundschutz [1,44,69,77,78]. Der Nachteil dieser Form liegt im hohen Produktionsaufwand und einer erschwerten Reproduzierbarkeit, die aus der komplexeren Geometrie des Prüfkörpers resultiert.

Individualisierter Sportmundschutz (Typ 3) aus EVA wird gegenüber den Vertretern von Typ 2 und 1 in jeder Hinsicht als überlegen angesehen [82]. Dies ist der Grund für die Auswahl der Materialien gewesen, die allesamt für den

## Diskussion

individualisierten Sportmundschutz geschaffen wurden. Vertreter des intraoral hergestellten Sportmundschutzes (Typ 2) und des konfektionierten Sportmundschutzes (Typ 1) wurden nicht untersucht. Die drei gewählten Prüfkörper unterschieden sich im Aufbau deutlich. Der Playsafe light von Erkodent ist ein Vertreter der durchgängig gleichbleibend weichen Sportmundschutze (Shore A82), der laut Hersteller zum intermaxillären Schutz bei Sportarten wie zum Beispiel Motocross sorgt, bei denen zusätzlich ein Helm zum Einsatz kommt. Der Playsafe HeavyPro ist der dickste Sportmundschutz im Sortiment von Erkodent und ist als einziger thermoplastischer Prüfkörper dreischichtig aufgebaut. Der Sportmundschutz besteht aus dem gleichen EVA mit der Shore-Härte A82 wie auch der Playsafe light, er beinhaltet jedoch zusätzlich die härteste Schicht aller Prüfkörper (Styrol-Butadien-Styrol Folie mit der Shore-Härte D72). Dadurch ist dieser Sportmundschutz laut Herstellerangaben geeignet für harte, kleinflächige Schläge wie sie beim Hockey oder Squash vorkommen [83]. Der Bioplast Xtreme von Scheu Dental ist ein zweischichtiger Sportmundschutz aus einer härteren EVA Schicht mit der Shore-Härte D36 und einer weicheren Shore A82 EVA Schicht. Er stellt also sowohl in der Materialstärke als auch in der Härte eine Zwischenform aus den zwei Erkodent Sportmundschutzen dar. Er eignet sich laut Hersteller ebenfalls für harte und kleinflächige Schläge, wie sie im Kontaktsport zu erwarten sind [84]. Alle thermoplastischen Materialgruppen werden durch einen Laminierungsprozess hergestellt. Im Gegensatz zu den beiden anderen thermoplastisch hergestellten Prüfkörpern wird der Bioplast Xtreme jedoch vom Hersteller vorlaminieren. Zur Herstellung wird also nur ein thermoplastisch formender Arbeitsschritt benötigt, während es beim Playsafe light zwei Schritte und beim Playsafe HeavyPro drei Schritte sind. Dies stellt eine Zeitersparnis in der Herstellung dar und ist außerdem weniger fehleranfällig.

Die additiv hergestellten Materialproben wurden durch die Silconic GmbH bereitgestellt, nachdem die Geometrie der Prüfkörper mit den dazugehörigen Shore-Härten der einzelnen Schichten digital übermittelt wurde. Die additiv hergestellten Materialproben sind als Pendant zu den thermoplastisch hergestellten zu betrachten. Da die Materialproben mehrschichtig aufgebaut sind, kam das Polyjet-Verfahren zum Einsatz (siehe Kapitel 1.2.6), welches jedoch nicht durch die

## Diskussion

Universitätsklinik für Zahn, Mund und Kieferheilkunde in Tübingen bereitgestellt werden konnte. Der Herstellungsprozess konnte also nicht überwacht werden. Das genaue Mischungsverhältnis der dafür verwendeten Kunststoffe (siehe Kapitel 2.2.2) ist nicht bekannt. Auch die benötigte Zeitspanne zur Fertigung der Materialproben ist nicht bekannt. Ein Vergleich des Produktionsaufwandes zwischen den thermoplastischen und additiven Materialgruppen ist also nicht möglich.

### 4.2 Diskussion der Ergebnisse

#### 4.2.1 Materialstärke

Bei der Materialstärke galt ein Soll-Wert von 4 mm bei ER-Li und STR-A, 5 mm bei SCH-Xtr und STR-B und schließlich 6,8 mm bei ER-HP und STR-C. Die tatsächliche Dicke wurde durch eine Bügelmessschraube erhoben. Eine Überpresung des Materials bei der Vermessung wird durch eine Rutschkupplung in der Messschraube verhindert. Der tatsächliche Anpressdruck des Messkolbens, bevor die Rutschkupplung einsetzt, ist also bei allen Messproben konstant, jedoch nicht bekannt. Ob durch diesen Anpressdruck die weicheren Materialproben wie ER-Li stärker bei der Messung komprimiert wurden als zum Beispiel SCH-Xtr, ist ebenfalls nicht bekannt.

In Abbildung 36 und Abbildung 37 (Seiten 66 und 67) wird deutlich, dass die Variation der Materialstärken innerhalb der thermoplastischen gefertigten Materialgruppen deutlich größer ist als in den additiv gefertigten. Dies bestärkt die Ergebnisse der erwähnten Arbeit von Yanagi et al. zum Vergleich der Materialstärke von digitalem und analogem Sportmundschutz [59]. Die Ergebnisse in der Literatur zum thermisch bedingten Materialschwund schwanken, sind jedoch meist drei bis fünffach so hoch wie die Werte dieser Arbeit: Takahashi et al. kamen bei der Vermessung im Bereich der Inzisalkanten und Höckerspitzen der Molaren zu einem Schwund von ca. 50 %. Im Bereich der Labialflächen und der Bukkalflächen der Molaren zu einem Substanzverlust von ca. 40 % [38]. Park et al. ermittelten eine Schrumpfung von ca. 25 bis 50% [45]. Geary et al. kamen im Bereich der Frontzähne auf eine Schrumpfung von 59,6 %, im Bereich der Fissur eines Molaren auf 36,3 % und im Bereich eines Molarenhöckers auf 67 % [85].

## Diskussion

Dass anderer Forschungsarbeiten eine deutlich größere Material schrumpfung zeigen als in der vorliegenden Arbeit festgestellt, ist höchstwahrscheinlich auf die hier verwendete Prüfkörpergeometrie zurückzuführen. Die Gipsplatte, auf der die Materialproben hergestellt wurden, war flach und wies weder Spitzen noch Höcker auf. Kojima et al. untersuchten in einer Studie die Auswirkung verschiedener Winkel von Glattflächen zur Mundschutzfolie und die damit verbundene Materialausdünnung [51]. Bei der Betrachtung der Fläche, die einen Winkel von 0° zur Folie hatte, d.h. waagrecht und damit identisch zur Ausrichtung der Gipsplatte in dieser Arbeit war, zeigte sich eine Schrumpfung von 2 bis 11 %. Diese Ergebnisse sind mit den vorliegenden Daten vergleichbar (vgl. Tabelle 18 auf S.66).

Bei Betrachtung der Fotoaufnahmen der Materialproben im Querschnitt fällt auf, dass der Verlauf der einzelnen Schichten teils variiert. Es muss jedoch erwähnt werden, dass eine Begutachtung des Querschnitts die Zerstörung des Prüfkörpers zur Folge hatte und daher aus jeder Materialgruppe nur einer der sieben Prüfkörper halbiert wurde. Die Schichten der additiv gefertigten Prüfkörper (Abbildung 53, Abbildung 57, Abbildung 61; Seiten 80 ff.) verliefen gleichmäßig homogen. Bei den thermoplastischen Gruppen (Abbildung 51, Abbildung 55, Abbildung 59) zeigte sich ein sichtbarer Unterschied zwischen den Prüfkörpern der Gruppen ER-Li und ER-HP und dem Prüfkörper SCH-Xtr. Beim vorlaminieren SCH-Xtr waren keine Blasen sichtbar und die Schichten erschienen homogen. Beim Prüfkörper ER-Li waren die zwei identischen Schichten zwar fest verbunden, es war jedoch ein Luftraum zu erkennen. Genauso bei ER-HP, bei der zusätzlich die unterste 2 mm EVA Schicht sehr ungleichmäßig verlief. Die Lufträume sind Ausdruck eines unvollständigen Laminierungsprozesses und sind entstanden, weil beim Tiefziehen die Luft nicht schnell genug entweichen konnte. Ob die Anzahl der Größe der Lufteinschlüsse aufgrund der scheibenförmigen Geometrie größer oder kleiner war, ist unbekannt. Laut einem Fachgespräch mit Erkodent sind Lufteinschlüsse für den Zahntechniker nicht vollständig zu vermeiden und müssen nur verschlossen werden, wenn sie im Grenzbereich des Sportmundschutzes liegen und somit eine Nische für Speichel und Essensreste darstellen. In diesem Fall sollte die angeschnittene Blase durch gezieltes Erhitzen und Fingerdruck geschlossen werden. Diese Angaben deckten sich mit der

## Diskussion

Herstellunganleitung zum Playsafe Sportmundschutz von Erkodent [86]. Laut Westerman et al. können Lufteinschlüsse mit festgelegtem Volumen und Wandstärke die Schockabsorption von EVA um weitere 32 % steigern [87].

Die in Kapitel 1.2.5 beschriebene Nachteile der thermoplastischen Formtechnik und Vorteile der additiven Fertigung in Bezug auf die Reproduzierbarkeit des Sportmundschutzes und Steuerung der Dimensionierung haben sich größtenteils bewahrheitet. Die vorlamierte Version von Scheu Dental war jedoch deutlich den im Zahntechniklabor laminierten Exemplaren von Erkodent-Folien überlegen und muss von diesen abgegrenzt werden. Die Standardabweichung der Gruppe SCH-Xtr war zwar im Schnitt 10-mal größer als die der additiven Gruppen, im Mittelwert lag SCH-Xtr jedoch von allen sechs Gruppen am nächsten am Soll-Wert.

### 4.2.2 Diskussion der Maximalkräfte

Die Maximalkräfte (Tabelle 19, Seite 68) stellen den höchsten Messwert der Messung dar. Auf welchen Peak des Kraft-Zeit Diagramms der Maximalwert fällt, wurde nicht berücksichtigt. Aus der Physik errechnet sich mit dem Ortsfaktor  $9,81 \text{ m/s}^2$  und dem Gewicht des Fallobjekts die Gewichtskraft von 5,16 N. Diesen Messwert würde nach dem dritten Newton'schen Axiom eine Kraftmessdose anzeigen, wenn das Fallgewicht nach dem Aufschlagen auf dem Bolzen auf diesem liegenbleiben würde. Die Kräfte, die jedoch während des Aufschlagens von der Auflagenplattform bzw. vom Boden auf den Bolzen/Fallgewicht wirken, sind deutlich höher als die Gewichtskraft des Fallobjekts. Die Herleitung dazu ist in Kapitel 1.2.1 und 1.3.1 beschrieben. Physikalisch entsprechen diese Kräfte denen, die vom intraoralen Gewebe bzw. den Zähnen einem ankommenden Objekt und dessen auftreffender Stoßkraft entgegengebracht werden müssen, um es aufzuhalten. Wenn eine Stoßkraft auf einen Teil des menschlichen Körpers wirkt, wird sie vom Körper in Verformung und Wärme umgewandelt bis zu einer Schwelle, ab welcher der Körper die Energie nicht weiter in umwandeln kann und eine Zerstörung des Gewebes oder der Zähne in Form von Luxationen oder Frakturen stattfindet [88]. Die Messwerte unterscheiden sich dabei erheblich unter den Veröffentlichungen. Ein Grund dafür ist die Verwendung unterschiedlicher

## Diskussion

Versuchsaufbauten mit unterschiedlich hoher Schlagkraft und unterschiedlicher Sensorik [79]. Selbst beim Vergleich der Werte dieser Arbeit mit den Werten von Chowdhury et al. zeigen sich erhebliche Differenzen [47]. Unter der gleichen Fallhöhe und annähernd identischem Fallgewicht wurden ohne Verwendung von Mundschutz bei Chowdhury et al.  $5.036 \text{ N} \pm 176$  gemessen. Bei dieser Forschungsarbeit waren es etwa  $9.000 \text{ N}$ . Bei einem  $4 \text{ mm}$  starken EVA Mundschutz (Erkoflex) waren die auftretenden Maximalkräfte halb so groß wie in dieser Arbeit. Die Werte liegen also deutlich auseinander. Die Gründe dafür könnten darin liegen, dass Bolzen und Stahlkugel aus unterschiedlichen Stahllegierungen bestehen und dadurch unterschiedlich viel kinetische Energie in innere Energie umgewandelt wird. Auch die Masse der Auflagenplattform ist wahrscheinlich eine unterschiedliche. Die Sensorik unterscheidet sich ebenfalls. Es kommen zwar in beiden Versuchsaufbauten ähnlich angeordnete Kraftmessdosen mit identischer Nennkraft vor, der Hersteller ist jedoch ein anderer. Formel (10) beschreibt, dass die gemessene Kraft höher wird, je geringer die Abbremsstrecke ist. Diese Strecke könnte sich aufgrund der verbauten Materialien in Kraftmessdosen unterscheiden. Dieses Phänomen lässt sich folgendermaßen verbildlichen: In einem Gedankenexperiment wird ein  $30 \text{ kg}$  schwerer Stein nacheinander auf zwei unterschiedliche Waagen fallen gelassen. Die erste Waage ist sehr hart und gibt kaum nach, die zweite Waage ist sehr weich und nachgiebig. Es würden beide Waagen beim Abbremsen des Steines unterschiedliche hohe Maximalwerte anzeigen, jedoch beide schließlich die identischen Werte, wenn der Stein zum Erliegen gekommen ist.

Beim Wertevergleich zwischen den Ergebnissen von Chowdhury et al. und der vorliegenden Arbeit fällt auf, dass die relative Schockabsorption in beiden Arbeiten sehr ähnlich ist. Bei Chowdhury et al. wird die Maximalkraft durch  $4 \text{ mm}$  starkes EVA um  $75,93 \%$  gesenkt, hier um  $71,52 \%$ . Obwohl die gemessenen Einzelwerte (in  $\text{N}$ ) stark differieren, wurde relativ gesehen eine sehr ähnliche Schockabsorption geleistet. Bei Maeda et al. wurde mit einer Stahlkugel und einer  $4 \text{ mm}$  EVA-Materialprobe eine relative Schockabsorption von  $72,9 \%$  gemessen [78].

## Diskussion

Eine Übertragung der gemessenen Maximalkräfte in eine klinische Situation ist schwierig. Sheen et al. untersuchten die Bruchlast natürlicher Zähne in vitro, indem die extrahierten Zähne in der Universalprüfmaschine Z020 (Zwick Roell GmbH & Co. KG) eingespannt wurden und bis zum Bruch belastet wurden. Bei den Frontzähnen des Oberkiefers ergaben sich für die mittleren Inzisiven  $670 \text{ N} \pm 228 \text{ N}$ , für die seitlichen Inzisiven  $773 \text{ N} \pm 149 \text{ N}$  und für die Eckzähne  $1470 \text{ N} \pm 386 \text{ N}$  [89]. Doch auch hier lässt sich die ermittelte Bruchlast nicht in die klinische Situation übertragen, da die extrahierten Zähne fest fixiert wurden und klinisch vorhandene Elemente wie das Desmodont oder die Aufhängung des Zahnes in der Alveole durch Sharpey-Fasern nicht berücksichtigt wurden. Auch unter Berücksichtigung dieser Faktoren wäre eine Aussage über die generelle Bruchlast von Frontzähnen schwierig, da bei Zähnen Diskrepanzen in der Zahngröße, der Zahnform, der Dimensionierung der Pulpa, dem Kalzifizierungsgrad und dem Wasseranteil der Zähne bestehen [90]. Die Maximalkraftwerte sind dennoch ein wichtiger Marker, da jeder Zahn in der Lage ist, eine individuelle Gegenkraft auszuüben, um ankommende Objekte zu bremsen. Die Übertragung der Newtonwerte der Messreihen auf die Bruchlast eines Zahnes wäre jedoch falsch. Der direkte Vergleich der Messwerte zu anderen in-vitro Messergebnissen ist ebenfalls schwierig, da neben der Sensorik die Schlagenergie, Geometrie und Materialart des Aufschlagsobjekts meistens variieren. Der sinnvollste Vergleich ist der Vergleich der Materialgruppen innerhalb eines Versuchsaufbaus, der unter gleichen Bedingungen ablief.

Die gemessenen Werte in den thermoplastischen Gruppen unterscheiden sich deutlich von ihren additiven Pendants. Hierfür kommen zwei wesentliche Gründe in Betracht: a) Der Auftrag von Siconic GmbH war es, die thermoplastischen Materialproben in der Geometrie und Shore-Härte zu imitieren. Da es zum Zeitpunkt der Fertigung keine Polymere auf dem Markt gab, die den thermoplastischen Gruppen in der Shore-Härte entsprachen, musste Siconic mehrere Polymere mischen. Die technischen Daten der zwei dafür verwendeten Grundsubstanzen sind in Tabelle 9 hinterlegt, die der thermoplastischen Gruppen in Tabelle 6 und Tabelle 7. Ob die anzustrebende Shore-Härte schließlich exakt reproduziert werden konnte, kann nicht genau beantwortet werden, da die Proben aus mehreren

## Diskussion

Kunststoffschichten unterschiedlicher Härte bestehen. b) Neben der Shore-Härte sind aber noch andere Werkstoffkenngrößen für die Schockabsorption verantwortlich. Zum Beispiel die Dichte, die Zugfestigkeit oder das Elastizitätsmodul. In Abbildung 39 ist zu erkennen, dass selbst innerhalb der Materialgruppen nicht immer ein direkter Zusammenhang zwischen absoluter Materialstärke der Materialprobe und der entsprechenden Maximalkraft besteht.

Auch wenn die Maximalkräfte bei den additiv gefertigten Materialproben deutlich über denen der thermoplastisch gefertigten Gruppen liegen, muss dies nicht zwangsläufig eine Untauglichkeit als Material für Sportmundschutz bedeuten. In den Dämpfungseigenschaften waren sie zwar unterlegen, die Fähigkeit der Kräfteverteilung spielt jedoch ebenfalls eine erhebliche Rolle und wurde nicht untersucht, was eine wesentliche Limitation der vorliegenden Arbeit darstellt.

### 4.2.3 Kraftabsorption pro Millimeter Materialstärke

Wie in Kapitel 1.2.3 beschrieben, muss bei der Herstellung eines Sportmundschutzes ein Kompromiss zwischen Materialstärke und Tragekomfort gefunden werden, da ein „zu dicker“ Sportmundschutz für mangelnden Tragekomfort und gestörte Kommunikationsfähigkeit des Sportlers sorgt und ein „zu dünner“ mangelnde Schockabsorptionsfähigkeiten aufweist [27]. Aus diesem Grund wurde analysiert, wieviel Schockabsorption bei den Versuchsdurchführungen stattfand und welche Materialstärke der jeweilige Prüfkörper hatte, um diese zwei wichtigen Faktoren in Relation zu bringen. In Tabelle 20 wird erkennbar, dass ER-Li mit einer Materialstärke von 4 mm die deutlich effektivste Schockabsorption aufweist. Diese Erkenntnis wird durch Maeda et al. bestärkt, in deren Arbeit EVA Materialproben 1 mm und 6 mm Stärke in der Schockabsorption untersucht wurden. Bei der 1 mm EVA Probe fand eine Schockabsorption von 48,5% statt, während bei der 2 mm Probe 63,1 %, bei der 3 mm Probe 68,7 %, bei der 4 mm EVA-Probe 72,9 % statt, bei der 5 mm Probe 73,2 % und bei der 6 mm Probe 74,6 % absorbiert wurden [78]. Diese nur noch geringfügige Absorptionssteigerung ab einer Stärke von 4 mm wird auch durch Westermann et al. bestätigt, in deren Forschungsarbeit ebenfalls 1 mm bis 6 mm starkes EVA auf Schockabsorption untersucht wurde. Es kam dort zu einer deutlichen Absorptionssteigerung bis



## Diskussion

4 mm aber nur noch geringfügigen Steigerungen bei 5 mm und 6 mm [27]. Nach den Ergebnissen dieser Forschungsarbeit kann die Empfehlung von Westermann et al. eines 4 mm starken EVA Mundschutzes aus Sicht der Schockabsorption geteilt werden. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Gruppen SCH-Xtr, ER-HP, STR-B und C im Gegensatz zu STR-A und ER-Li aus Schichten unterschiedlicher Härte aufgebaut sind und härtere Schichten keine Schockabsorptionssteigerung zur Folge haben sondern eine Umverteilung der Kräfte [17].

### 4.2.4 Materialermüdung der Prüfkörper

Die Beurteilung der Materialermüdung erfolgte pro Prüfkörper anhand der fünf Versuchsdurchführungen. In Abbildung 41 ist anhand der Maximalkräfte keine Tendenz zu erkennen. Dies hat jedoch nur eine sehr geringe Aussagekraft, da bei erhöhter Versuchsdurchführungszahl sehr wohl Ermüdungserscheinungen auftreten könnten. In Abbildung 50, Abbildung 54 und Abbildung 58 wird sichtbar, dass der Bolzen nach den fünf Versuchsdurchführung einen mechanischen Schaden hinterlassen hat. Diese Form der plastischen Verformung würde wahrscheinlich bei erhöhter Schlagzahl auch zur Zerstörung des Prüfkörpers oder zumindest zu einer deutlich verminderten Schockabsorptionsfähigkeit führen. Die klinische Relevanz der Materialermüdung ist bei dieser Anzahl an Versuchsdurchführungen minimal. Del Rossi et al. zeigten jedoch, dass es über eine Football Saison bei individuell hergestellten Sportmundschutze im Bereich der Eck- und Schneidezähne eine Ausdünnung um 16 % und im Bereich der Molaren eine Ausdünnung um 23 % auftritt [61]. Dies zeigt, dass die Materialermüdung der Sportmundschutzmaterialien eine wichtige Rolle spielt. Fünf nacheinander kommende Schläge simulieren jedoch nicht den langfristigen Grad an Belastung, der unter anderem durch sekundäre Kraffteinleitung etwa durch Kauen und Pressen der Kiefermuskulatur zustande kommt.

### 4.2.5 Zeitlicher Kräfteverlauf

Der zeitliche Kräfteverlauf (Abbildung 42) zeigt, zu welchem Zeitpunkt der Messung welche Kräfte gemessen wurden. Wie bereits in Kapitel 3.3.4 erwähnt, wurden über das JPM-Skript für jeden Messzeitpunkt der Mittelwert aus den

## Diskussion

erhobenen Newtonwerten gebildet. Da die Maximalkräfte zeitlich teilweise leicht versetzt sind und nicht immer auf den gleichen Messpunkt fallen, kommt es durch die Überlagerung der Kurven graphisch zu einer „Verfälschung“ der Maximalkräfte. Zur Bewertung der Maximalkräfte müssen daher die Werte aus Kapitel 3.3.1 herangezogen werden.

Der zeitliche Kräfteverlauf erlaubt Aussagen über das Schockabsorptionsverhalten des Prüfkörpers. In Kapitel 1.2.1 ist das zweite Newton'sche Axiom beschrieben, nach welchem die physikalische Kraft als Impulsänderung pro Zeiteinheitsänderung beschrieben ist (Formel (3)). Bei allen Materialgruppen, auch bei den Versuchen ohne Sportmundschutz, ist der Impuls des Fallgewichts identisch (Formel (1)). Dies trifft folglich auch auf die Impulsänderung zu, da das Fallgewicht bei jedem Durchgang auf die Geschwindigkeit 0 m/s abgebremst wurde. Die Kraft nimmt ab, je mehr Zeit dem Körper zum Abbremsen gegeben wird. Dieses physikalische Grundgesetz bewahrheitet sich auch in den Ergebnissen der Versuchsreihe. Die thermoplastischen Gruppen, die erst bei ca. 1,75 ms die Nulllinie erreichen, liegen mit den Newtonwerten deutlich unterhalb der additiv gefertigten Materialgruppen, welche schon bei 0,75 bis 1 ms die Nulllinie erreichen. Die höchsten Newtonwerte wurden erreicht, als der Stahlbolzen ungefedert auf die Auflagenplattform schlug. Dies spiegelt sich auch im zeitlichen Verlauf wider, da die Gruppe No-MG nicht nur die höchsten Werte erzielte, sondern auch am schnellsten die Nulllinie erreichte.

Im Vergleich zu anderen Studien, in denen ein Kraft-Zeit-Diagramm gezeigt wurde, stellen sich die zeitlichen Kräfteverläufe dieser Arbeit differenziert dar: Fukasawa et al. untersuchten in einem Drop-Ball Experiment die Schockabsorption von Kunststoffen und veröffentlichten die dazugehörigen Kraft-Zeit-Diagramme [15]. Die Kurven der Materialgruppen beschrieben jeweils einen sehr ähnlichen, wellenförmigen Verlauf, der im Anstieg und Abstieg eine gewisse Symmetrie aufweist. Die Kurven erreichen die Nulllinie zwischen 0,8 und 1,2 ms, was jedoch aufgrund der abgeschnittenen Kurvenverläufe nicht immer eindeutig rekonstruierbar ist. Das Kraft-Zeit Diagramm der Kontrollgruppe wurde nicht dargestellt. Maeda et al. zeigten ebenfalls den gemessenen Kurvenverlauf eines Pendeleinschlags auf eine Kraftmessdose, die von einer Materialprobe bedeckt

## Diskussion

war [78]. Zwar ist in deren Diagramm weder X noch Y-Achse beschriftet, der Kurvenverlauf nimmt jedoch auch einen wellenförmigen Verlauf mit größtem Ausschlag als erstem Peak, gefolgt von Wellen mit abnehmender Amplitude. Da die X-Achse nicht beschriftet ist, lässt sich nicht ausschließen, dass es sich bei den weiteren Ausschlägen der Grafik um weitere Pendelschläge im Zuge eines Auspendelns handelt.

Die Kraft-Zeit-Verläufe (abgebildet in Kapitel 3.3.4) nehmen mit der Ausnahme von No-MG einen unregelmäßigen Verlauf. Es zeigen sich meist mehrere Peaks. Ob der Maximalwert im ersten oder im zweiten Peak auftrat, unterscheidet sich teilweise innerhalb einer Materialgruppe. Für eine mögliche Erklärung des zweiten Peaks, der nicht durch ein „Hüpfen“ des Fallgewichts auf dem Bolzen hervorgerufen wird, wird das Auftreffen von Stahlkugel und Bolzen als elastischer Stoß betrachtet. Es muss jedoch erwähnt sein, dass ein vollkommen elastischer Stoß ein Theoriemodell ist und in Realität immer eine gewisse Energie in innere Energie umgewandelt wird (im Fall dieses Versuches durch Verformungen des Bolzens und des Fallgewichts). Beim Zusammenstoß zweier Objekte mit unterschiedlicher Masse lässt sich über den Impulserhaltungssatz die Geschwindigkeit des zweiten Objekts nach dem Zusammenstoß  $v_2'$  errechnen:

$$v_2' = 2 \frac{m_1 \cdot v_1 + m_2 \cdot v_2}{m_1 + m_2} - v_2 \quad (19)$$

Wenn in dieser Formel für  $m_1$  und  $v_1$  das Gewicht bzw. die Geschwindigkeit des Fallgewichts vor dem Stoß und für  $m_2$  und  $v_2$  das Gewicht bzw. die Geschwindigkeit des Stahlbolzens vor dem Stoß ( $v_2 = 0$ ) eingesetzt wird, wird deutlich, dass unter der Bedingung des vollkommen elastischen Stoßes die Geschwindigkeit des Bolzens nach Auftreffen höher als die des Fallgewichts ist ( $v_2' = 3,12$  m/s und  $v_1 = 2,207$  m/s). Diese errechneten Werte entsprechen jedoch nicht den realen Geschwindigkeiten, da beim Auftreffen des Fallgewichtes und des Bolzens Energie durch Deformierung umgewandelt wurde und sich der Bolzen nicht im freien Raum befindet, sondern der Sportmundschutzprobe aufliegt. In Abbildung 62 ist der Vorgang mit einem beispielhaften Kraft-Zeit-Diagramm visualisiert.

## Diskussion

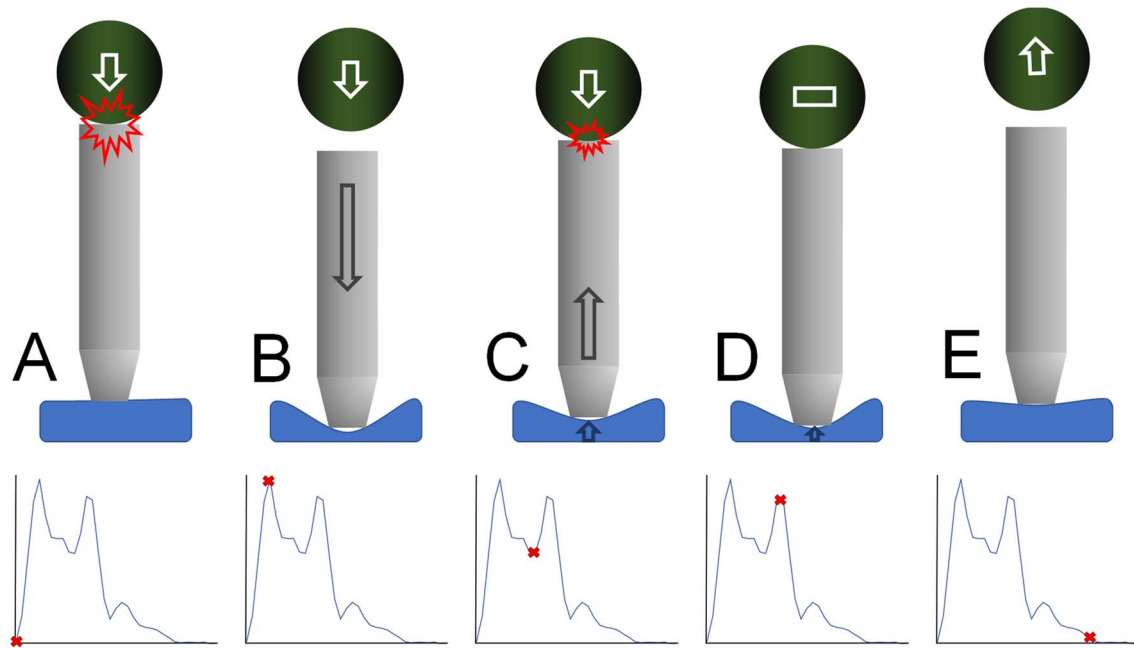


Abbildung 62: Hypothese zum Verlauf des Kraft-Zeit-Diagramm. Die Grafik zeigt im unteren Bereich einen exemplarischen Kraft-Zeit Verlauf wie in Kapitel 3.2.4 gezeigt (X-Achse: Zeitlicher Verlauf eines Einschlags über ca. 1 ms, Y-Achse: gemessene Kraftwerte in N). Der mittlere und obere Bereich der Grafik zeigt den Bolzen und das Fallgewicht. Der Moment des Aufschlages des Fallgewichts und das anschließende Bewegungsmuster des Bolzens sind in 5 zeitlich aufeinanderfolgende Zeitpunkte unterteilt, welche mittels roten X im zugehörigen Kraft-Zeit-Diagramm markiert sind. Darstellung adaptiert von Schewe et al. [76]; Creative Commons Licence.

Bei Auftreffen des Fallgewichts auf den Bolzen (A) kann angenommen werden, dass der Bolzen mit einer höheren Geschwindigkeit ( $v_2'$ ) in den Prüfkörper „geschossen“ wird und damit den Prüfkörper komprimiert (B). Der erste Peak wird auf diese Weise erzeugt. Die Dekomprimierung des Prüfkörpers wirkt danach dem Bolzen entgegen, was, so angenommen, kurzzeitig zum Absinken der gemessenen Kräfte führt (C). Weiter wird angenommen, dass es zu einem zweiten Aufschlag des Fallgewichts auf den zurückschlagenden Bolzen kommt (C), wobei der Bolzen erneut seine Richtung ändert, den Prüfkörper komprimiert und ein zweiter Peak gemessen wird (D). Schließlich kommt es zum Richtungswechsel des Bolzens und der Stahlkugel, wodurch die Kraft auf den Prüfkörper und damit die gemessene Kraft endgültig abnimmt und zur Nulllinie zurückkehrt (E). Da bei den Versuchen ohne Materialprobe der Bolzen auf der Stahlplattform aufliegt, kann der beschriebene Prozess des zweiten Aufschlages nicht stattfinden. Dies spiegelt sich auch im Kraft-Zeit-Diagramm der Gruppe No-MG wider. Leider ist in der bereits erwähnten Forschungsarbeit von Chowdhury et al. der zeitliche

## Diskussion

Kräfteverlauf nicht beschrieben [47]. Da hier ebenfalls ein Bolzen als Zwischenelement zum Einsatz kam, wäre ein Vergleich der Verläufe wichtig gewesen.

Im Falle eines doppelten Aufschlagens des Fallgewichtes lassen sich die Diagramme innerhalb dieser Studie vergleichen. Es stellt sich jedoch die Frage, inwieweit die Kraft-Zeit-Diagramme vom Verlauf her mit anderen Arbeiten verglichen werden können, die ein Pendel oder ein Fallobjekt direkt auf die Materialprobe schlagen lassen.

Beim Vergleich der Materialgruppen STR-B (Abbildung 46) und STR-C (Abbildung 48) fällt auf, dass die Prüfkörper B1 und C6 Kräfteverläufe zeigen, die nicht zu den restlichen Verläufen der jeweiligen Gruppen passen. Auf den ersten Blick könnte der Betrachter meinen, die Prüfkörper seien vertauscht worden. Zur genaueren Analyse dieses Sachverhaltes sind in Abbildung 63 diese zwei Materialgruppen noch einmal direkt untereinandergestellt.

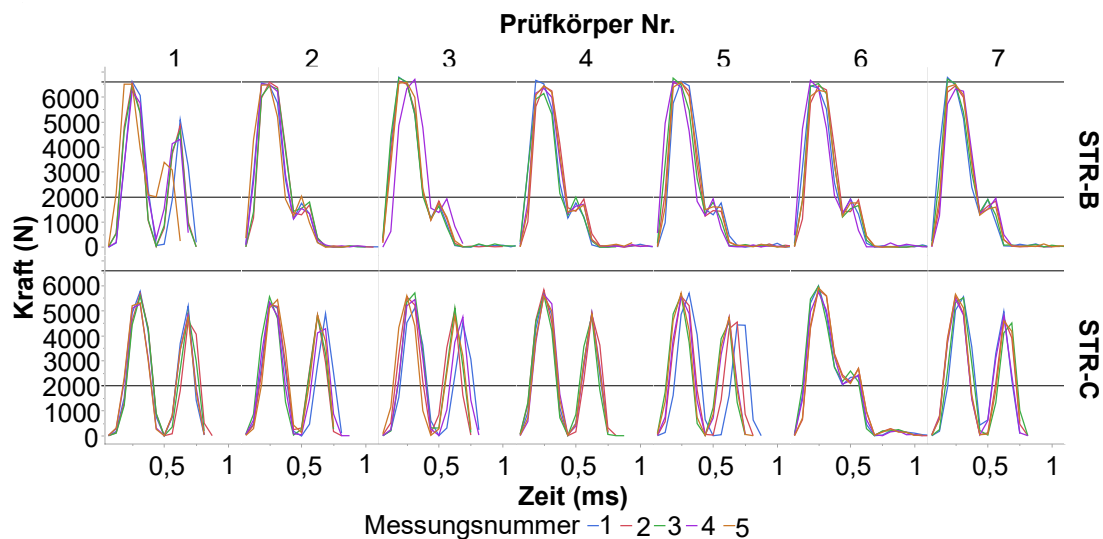


Abbildung 63: Direkter Vergleich der Kraft-Zeit-Diagramme von STR-B und STR-C. Auf der Y-Achse projiziert sich die Kraft in N und auf der X-Achse projiziert sich die Zeit in ms. Zur optischen Orientierung im Vergleich der Y-Werte wurden in beiden Diagrammen horizontale Hilfslinien bei  $Y=6.600\text{ N}$  und  $Y=2.000\text{ N}$  aufgetragen.

Es wurden zur optischen Orientierung zwei horizontale Hilfslinien bei 6.600 und 2.000 N eingeblendet. Bei genauer Betrachtung von B1 und C6 wird erkennbar, dass die Zeit-Kraft-Kurven vom Verlauf eher zur jeweils anderen Gruppe passen, was für eine einfache Verwechslung der Materialproben sprechen könnte. Wenn der Betrachter jedoch die eingeblendeten Hilfslinien mit einbezieht, wird

## Diskussion

erkennbar, dass die Maximalwerte des ersten und zweiten Peaks nicht für ein Vertauschen sprechen. Es könnte sich auch um einen Produktionsfehler handeln. Auffällig ist auch, dass bei B1 die einzelnen Messdurchgänge des Prüfkörpers mehr voneinander abweichen als beim Rest der Prüfkörper.

### 4.2.6 Der Kraftstoß

Der Kraftstoß ist in der Physik als Impulsänderung definiert und besitzt die Einheit Newton mal Sekunde. Da der Impuls des Fallkörpers mit 1,165 Ns (Formel (1)) bei allen Versuchsabläufen identisch war, müsste theoretisch der Kraftstoß bei einem vollkommen plastischen Stoß bei allen Versuchsdurchführungen auch 1,165 Ns betragen. Da es sich jedoch bei einem realen Stoß aus einer Mischform aus elastischem und unelastischem Stoß handelt, ist dies nicht der Fall. Es kommt beim Aufprall zu einer Impulsänderung mit anschließender Umkehr des Richtungsvektors des Fallgewichts. Über die Höhe und die Geschwindigkeit des zurückspringenden Gewichts lässt sich keine Aussage treffen, da dies nicht erfasst wurde. Physikalisch lässt sich der Prozess der Impulsänderung als Summe aller beim Aufprall beteiligten Elemente beschreiben. Wenn nun davon ausgegangen wird, dass die Geschwindigkeit des Bolzens vor und nach dem Stoß = 0 war, ergibt sich folgende vereinfachte Formel:

$$d\vec{p} = m_1 \cdot \vec{v}_1 - (-m_1 \cdot \vec{v}'_1) \quad (20)$$

Die Masse des Fallgewichts ist  $m_1$ , die Geschwindigkeit des Fallgewichts im Moment vor dem Aufprall (zu errechnen über Formel (11) und (12)) ist  $v_1$ , die Geschwindigkeit des Fallgewichts nach Umkehr des Richtungsvektor ist  $v'_1$ . Abbildung 49 zeigt den Kraftstoß der sechs Materialgruppen und der Gruppe ohne Mundschutz (No-MG). Über die Einheit Ns leitet sich bereits her, dass im Kraft-Zeit-Diagramm mit der Y-Achse in N und der X-Achse in Millisekunden die Fläche unter den einzelnen Kurven den Kraftstoß definiert (Formel (15)). Es fällt auf, dass die Kraftstöße der einzelnen Gruppen deutlich geringer vom Kraftstoß-Gesamtmittelwert abweichen als die Maximalkräfte der einzelnen Gruppen vom Maximalkraft-Gesamtmittelwert. Die Werte der Gruppen beim Kraftstoß weichen im Schnitt um 3,77 % vom Kraftstoß-Gesamtmittelwert ab. Beim Maximalkraft-Gesamtmittelwert besteht eine durchschnittliche Abweichung der Gruppen vom

## Diskussion

Gesamtmittelwert um 42 %. Dies bedeutet, dass obwohl bei den Peaks der Kurven mit 42 % große Abweichungen bestehen, weichen die Flächen unterhalb der Kurven im Schnitt nur um 3,77 % ab. Dies macht es wahrscheinlich, dass das Fallgewicht bei allen Materialgruppen und auch ohne Materialgruppe (No-MG) ähnlich weit zurückgesprungen ist. Es wurden dazu jedoch keine visuellen Daten erhoben.

# Zusammenfassung

## 5 Zusammenfassung

Der Einsatz der CAD/CAM Technologie in der Zahnmedizin ist seit circa zwanzig Jahren etabliert und gewinnt weiterhin an Bedeutung; In den letzten 7 Jahren ergänzt um die Additive Fertigung (auch 3D Druck). Im Bereich des Sportmundschutzes befindet sich diese Technologie jedoch noch in der Pionierphase. Dies zeigt sich unter anderem an derzeit nur vier Publikationen zum digital entworfenen bzw. gefertigten Sportmundschutz. Der mehrschichtige Aufbau aus verbundenen festen und weichen Polymeren, kombiniert mit einer komplexen Geometrie, stellen hohe Anforderungen an das additive Fertigungsverfahren – gleichwohl können bei Beherrschung dieser Technik hilfreiche Elemente (etwa Luftpolster, grazile Schichten hoher Festigkeit, Gitter) zur Erhöhung der Schutzwirkung eingearbeitet und in-vitro überprüft werden. Insbesondere hinsichtlich maßhaltigen Schichtdicken und einfacherer Reproduzierbarkeit (z.B. bei Verlust) ist dann die Additive Fertigung der konventionellen Thermoplastischen Formung überlegen.

Ob additiv gefertigte Sportmundschutze auch vergleichbare Leistungsfähigkeit besitzen können, hängt unter anderem – aber wesentlich – von der Dämpfungsleistung des eingesetzten Polymers gegenüber physikalischem Impact ab.

Die vorliegende Arbeit sollte die Schockabsorption von thermoplastisch und additiv gefertigten Polymeren in Abhängigkeit vergleichbarer Materialstärken und Shore-Härten untersuchen.

Dazu wurde iterativ ein Prüfstand entworfen, der es ermöglichte, diese Eigenschaften bei Prüfkörpern aus plastischen Verbundwerkstoffen beider Fertigungen zu messen. Dieser Prüfstand war ein Drop-Ball Versuchsaufbau, in dem ein Fallgewicht aus reproduzierbarer Höhe und Position auf einen Bolzen fiel, der wiederum die Schlagenergie auf die Materialprobe übertrug. Unterhalb der Materialprobe waren drei Kraftmessdosen positioniert, welche über einen Messverstärker mit einem Computer verbunden waren.

Die Ergebnisse führen zu einer Ablehnung aller Nullhypothesen des Experiments und jeweils folgendem Schluss:



## Zusammenfassung

1) Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede in den gemessenen Maximalkräften, welche zum Schluss führen, dass die additiven Materialgruppen den Impact weniger dämpften als die konventionellen (Ohne schützendes Polymer: 8982,35 N  $\pm$ 305,18, Konventionell: ER-Li 2543,67 N  $\pm$ 95,77, SCH-Xtr 2705,22 N  $\pm$ 84,56, ER-HP 2470,60 N  $\pm$ 87, Additiv: STR-A 6553,86 N  $\pm$ 168,57, STR-B 6525,97 N  $\pm$ 155,41, STR-C 5585,09 N  $\pm$ 203,99)

2) Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede zwischen der Materialstärke der thermoplastischen Materialgruppe und dem additiven Pendant (Konventionell: ER-Li 3,740 mm  $\pm$ 0,091, SCH-Xtr 4,992 mm  $\pm$ 0,043, ER-HP 6,470 mm  $\pm$ 0,132 mm, Additiv: STR-A 3,889 mm  $\pm$ 0,004, STR-B 4,925 mm  $\pm$ 0,003, STR-C 6,666 mm  $\pm$ 0,005). Die Standardabweichungen der additiven Materialproben liegen um ein Vielfaches unterhalb der konventionellen, was für eine bessere Reproduzierbarkeit und Steuerung der Materialstärke spricht und als Vorteil des additiven Verfahrens zu werten ist.

3) Die Maximalkräfte sind nicht bei jeder Materialprobe im Laufe der fünf Versuchsdurchführungen angestiegen. Eine Aussage über die Langlebigkeit der Materialproben lässt sich jedoch nicht treffen, da die Anzahl an Versuchsabläufen keine Langzeitbelastung darstellt.

Mit den vorliegenden Daten kann klinisch keine Äquivalenz oder Überlegenheit von Schichtdicken aus additiver Fertigung gegenüber dem thermoplastischen Formen abgeleitet werden. Auch wenn unter den Bedingungen dieses Versuchsaufbaus bei den additiven Materialproben die Schockabsorption geringer war, ist dies nicht auf additive Polymere zu verallgemeinern.

Denn es gilt in weiteren Forschungsarbeiten neben der Schockabsorption die Kräfteverteilung der additiv gefertigten Materialproben (ebenso vergleichend) zu untersuchen.

Weiter sollte bis zur Bereitstellung klinisch zugelassener, weicher Polymere für den additiv-gefertigten Sportmundschutz auch mit integrierten Strukturvariationen (Lufteinschlüsse, Gitter, harte Verstärkungen) experimentiert werden.

# Literaturverzeichnis

## 6 Literaturverzeichnis

- [1] T. Takeda *et al.*, "Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard?," *Dent. Traumatol.*, vol. 22, no. 2, pp. 77–82, 2006.
- [2] R. A. Mischkowski and J. E. Zöller, "Stellungnahme der DGZMK - Mundschutz zur Vorbeugung von sportbedingten Zahn-, Mund- und Kieferverletzungen," *DZZ* 55(00), 1999.
- [3] P. D. D. H. Pistner, P. D. D. D. Nolte, and D. S. Auras, "S2k-Leitlinie 'Therapie des dentalen Traumas bleibender Zähne,'" 2015. [Online]. Available: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-004.html>.
- [4] N. E. JI, Ingle, Frank AL, Natkin E, "Diagnosis and treatment of traumatic injuries and their sequelae," in *Endodontics.*, 2nd ed., Philadelphia: Lea & Febiger, 1976, pp. 685–741.
- [5] T. Takeda, K. Ishigami, K. Shintaro, K. Nakajima, A. Shimada, and C. W. Regner, "The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material," *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 1, pp. 12–20, Feb. 2004.
- [6] L. Andersson, S. Petti, P. Day, K. Kenny, U. Glendor, and J. O. Andreasen, "Classification, Epidemiology and Etiology," in *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth*, 5th ed., J. O. Andreasen, F. M. Andreasen, and L. Andersson, Eds. Wiley Blackwell, 2019, p. 274.
- [7] R. Chauhan, L. Rasaratnam, A. Alani, and S. Djemal, "Adult Dental Trauma: What Should the Dental Practitioner Know?," *Prim. Dent. J.*, vol. 5, no. 3, pp. 70–81, 2016.
- [8] G. Ozbay, M. Bakkal, Z. Abbasoglu, S. Demirel, B. Kargul, and R. Welbury, "Incidence and prevention of traumatic injuries in paediatric handball players in Istanbul, Turkey," *Eur. Arch. Paediatr. Dent.*, vol. 14, pp. 41–45, 2013.
- [9] S. Azami-Aghdash *et al.*, "Prevalence, etiology, and types of dental trauma in children and adolescents: Systematic review and meta-analysis," *Med. J. Islam. Repub. Iran*, vol. 29, no. 4:234, 2015.
- [10] B. Nicolau, W. Marcenes, and A. Sheiham, "Prevalence, causes and correlates of traumatic dental injuries among 13-year-olds in Brazil," *Dent. Traumatol.*, vol. 17, no. 5, pp. 213–217, 2001.
- [11] M. P. Pattussi, R. Hardy, and A. Sheiham, "Neighborhood social capital and dental injuries in Brazilian adolescents," *Am. J. Public Health*, vol. 96, no. 8, pp. 1462–1468, 2006.
- [12] B. Huang, W. Marcenes, R. Croucher, and M. Hector, "Activities related to the occurrence of traumatic dental injuries in 15- to 18-year-olds," *Dent. Traumatol.*, vol. 25, no. 1, pp. 64–68, 2009.
- [13] P. Bemelmans and P. Pfeiffer, "Häufigkeit von Zahn-, Mund- und Kieferverletzungen und Bewährung von Mundschutzen bei Spitzensportlern," *Sport. · Sport.*, vol. 14, no. 4, pp. 139–143, Dec. 2000.
- [14] P. Piccininni, A. Clough, R. Padilla, and G. Piccininni, "Dental and Orofacial Injuries," *Clin. Sports Med.*, vol. 36, no. 2, pp. 369–405, 2017.

## Literaturverzeichnis

- [15] S. Fukasawa *et al.*, "Difference among shock-absorbing capabilities of mouthguard materials," *Dent. Traumatol.*, vol. 32, no. 6, pp. 474–479, Dec. 2016.
- [16] A. Haché, "A Cool Sport Full of Physics," *Phys. Teach.*, vol. 46, no. 398, pp. 398–402, 2008.
- [17] N. K. Cummins and I. R. Spears, "The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 34, no. 6, pp. 942–947, 2002.
- [18] H. GEM, "Problems of common interest to the paedodontist and orthodontist with special reference to traumatised incisor cases.," *Trans. Eur. Orthod. Soc.*, vol. 29, pp. 266–77, 1953.
- [19] D. G. Patrick, R. Van Noort, and M. S. Found, "Scale of protection and the various types of sports mouthguard," *Br. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 5, pp. 278–281, 2005.
- [20] J. M. Powers, W. C. Godwin, and W. D. Heintz, "Mouth protectors and sports team dentists. Bureau of Health Education and Audiovisual Services, Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 109, no. 1, pp. 84–87, 1984.
- [21] S. H. Wei, "Prevention of injuries to anterior teeth," *Int Dent J*, vol. 24, no. 1, pp. 30–49, 1974.
- [22] J. M. Powers and J. . Wataha, "Preventive Dental Materials," in *Dental Materials - Properties and Manipulation*, 10th ed., Elsevier, 2013, p. 35.
- [23] "American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on prevention of sports-related orofacial injuries. The Reference Manual of Pediatric Dentistry. Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2021:110-5."
- [24] A. Sigurdsson and N. Cohenca, "Prevention of Dental and Oral Injuries," in *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth*, 5th ed., J. O. Andreason, F. M. Andreasen, and L. Andersson, Eds. Wiley Blackwell, 2019, pp. 946–947.
- [25] T. Takeda *et al.*, "Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures," *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 3, pp. 150–156, 2004.
- [26] T. Takeda *et al.*, "Are all mouthguards the same and safe to use? Part 2. The influence of anterior occlusion against a direct impact on maxillary incisors," *Dent. Traumatol.*, vol. 24, no. 3, pp. 360–365, 2008.
- [27] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, "EVA mouthguards: How thick should they be?," *Dent. Traumatol.*, vol. 18, no. 1, pp. 24–27, 2002.
- [28] M. Roettger, "Performance enhancement and oral appliances.," *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 30, no. 2, pp. 4–8, 2009.
- [29] R. Reed, "Origin and early history of the dental mouthpiece.," *Br Dent J*, vol. 176, no. 12, pp. 478–480, 1994.
- [30] H. Cornwell, L. B. Messer, and H. Speed, "Use of mouthguards by basketball players in Victoria, Australia," *Dent. Traumatol.*, vol. 19, no. 4, pp. 193–203,

## Literaturverzeichnis

- 2003.
- [31] D. P. Garner, "Oral Appliances and Athletic Performance," in *Modern Sports Dentistry*, M. Roettger, Ed. Springer International Publishing AG, 2018, p. 208.
- [32] A. El-Ashker and S. El-Ashker, "Cardiopulmonary effects of using mouthguards during medium and high intensities in elite Egyptian boxing athletes," *J. Phys. Educ. Sport*, vol. 15, no. 1, pp. 15–19, 2015.
- [33] M. Bourdin *et al.*, "Influence of maxillary mouthguards on physiological parameters," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 38, no. 8, pp. 1500–1504, 2006.
- [34] W. Dunn-Lewis, C. Luk, H-Y, Comstock, BA, Szivak, TK, Hooper, DR, Kupchak, BR, Watts, AM, Putney, BJ, Hydren, JR, Volek, JS, Denegar, CR, and Kraemer, "The effects of a custom- ized over-the-counter mouth guard on neuromuscular force and power production in trained men and women," *J Strength Cond*, vol. 26, no. 4, pp. 1085–1093, 2012.
- [35] W. P. Ebben, D. H. Leigh, and C. F. Geiser, "The effect of remote voluntary contractions on knee extensor torque," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 40, no. 10, pp. 1805–1809, 2008.
- [36] T. Momose *et al.*, "Effect of mastication on regional cerebral blood flow in humans examined by positron-emission tomography with <sup>15</sup>O-labelled water and magnetic resonance imaging," *Arch. Oral Biol.*, vol. 42, no. 1, pp. 57–61, 1997.
- [37] A. K. DeYoung, E. Robinson, and W. C. Godwin, "Comparing comfort and wearability: custom-made vs. self-adapted mouthguards.," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 125, no. 8, pp. 1112–1117, 1994.
- [38] M. Takahashi, K. Koide, and S. ichi Iwasaki, "Thickness of mouthguard sheets after vacuum-pressure formation: Influence of mouthguard sheet material," *Dent. Traumatol.*, vol. 32, no. 3, pp. 201–205, 2016.
- [39] "Takeuchi M, Togaya N. Effectively of thermoforming process for fabricating of intraoral apparatus. Tokyo, Japan: Suna shobo; (in Japanese)," pp. 24–6, 36–44, 62–3, 2006.
- [40] S. Mills and E. Canal, "Prevention of Athletic Dental Injuries: The Mouthguard," in *Modern Sports Dentistry*, M. Roettger, Ed. Springer International Publishing AG, 2018, pp. 119–125.
- [41] P. J. Milward and R. G. Jagger, "Procedure for Thermoformed Mouthguards Uptle Custom Incisal Table Guide," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 68, no. 5, pp. 862–863, 1992.
- [42] M. S. Bochnig, M.-J. Oh, T. Nagel, F. Ziegler, and P.-G. Jost-Brinkmann, "Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards," *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 3, pp. 205–213, 2017.
- [43] A. M. Sousa, A. C. Pinho, A. Messias, and A. P. Piedade, "Present status in polymeric mouthguards. A future area for additive manufacturing?," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 7, pp. 1–18, 2020.
- [44] A. Sigurdsson and N. Cohenca, "Prevention of Dental and Oral Injuries," in *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth*, 5th ed., J. O. Anfreason, F. M. Andreason, and L. Andersson, Eds. Wiley/Blackwell, 2018, p.

## Literaturverzeichnis

942.

- [45] J. B. Park, K. L. Shaull, B. Overton, and K. J. Donly, "Improving mouth guards," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 72, no. 4, pp. 373–380, 1994.
- [46] H. Suzuki *et al.*, "Use of Polyolefin as Mouthguard Material as Compared to Ethylene Vinyl Acetate," *Int. J. Oral-Medical Sci.*, vol. 6, no. 1, pp. 14–18, 2007.
- [47] R. U. Chowdhury *et al.*, "Combined analysis of shock absorption capability and force dispersion effect of mouthguard materials with different impact objects," *Dent. Mater. J.*, vol. 33, no. 4, pp. 551–556, Jul. 2014.
- [48] F. Mizuhashi and K. Koide, "Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards," *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 4, pp. 295–299, 2017.
- [49] W. EJ and Caputo AA, "Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials," *Quintessence Int.*, vol. 36, no. 6, pp. 462–466, 2005.
- [50] G. Del Rossi and M. A. Leyte-Vidal, "Fabricating a better mouthguard. Part I: Factors influencing mouthguard thinning," *Dent. Traumatol.*, vol. 23, no. 3, pp. 149–154, 2007.
- [51] I. Kojima *et al.*, "Thinning factors influence on custom-made mouthguards thermoforming," *Dent. Traumatol.*, vol. 31, no. 2, pp. 103–112, 2015.
- [52] C. Ihara, H. Takahashi, R. Matsui, T. Yamanaka, and T. Ueno, "Bonding durability of custom-made mouthpiece for scuba diving after water storage under pressure," *Dent. Mater. J.*, vol. 28, no. 4, pp. 487–492, 2009.
- [53] A. Kessler, R. Hickel, and M. Reymus, "3D printing in dentistry-state of the art," *Oper. Dent.*, vol. 45, no. 1, pp. 30–40, 2020.
- [54] S. Spintzyk, A. Unkovskiy, T. Elteste, B. Koos, and A. ElAyouti, "Additive Fertigungsverfahren," *Zahntechnik Magazin*. [Online]. Available: [https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/additive-fertigungsverfahren\\_\\_6346.html](https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/additive-fertigungsverfahren__6346.html) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [55] M. Hofmann, "3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials," *ACS Macro Lett.*, vol. 3, no. 4, pp. 382–386, 2014.
- [56] J. W. Stansbury and M. J. Idacavage, "3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities," *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 1, pp. 54–64, 2016.
- [57] Z. Li *et al.*, "Preliminary Clinical Application of Complete Workflow of Digitally Designed and Manufactured Sports Mouthguards," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 33, no. 1, pp. 99–104, 2020.
- [58] A. M. Sousa, A. C. Pinho, and A. P. Piedade, "Mechanical properties of 3D printed mouthguards: Influence of layer height and device thickness," *Mater. Des.*, vol. 203, p. 109624, 2021.
- [59] T. Yanagi *et al.*, "Fabrication of Mouthguard Using Digital Technology," *Dentistry*, vol. 09, no. 01, pp. 1–5, 2019.
- [60] A. Unkovskiy, F. Huettig, and P. Kraemer-fernandez, "Multi-Material 3D Printing of a Customized Sports Mouth Guard : Proof-of-Concept Clinical Case," *Int J Env. Res Public Heal.*, vol. 18, p. 23, 2021.

## Literaturverzeichnis

- [61] G. Del Rossi, P. Lisman, and M. A. Leyte-Vidal, "A Preliminary Report of Structural Changes to Mouthguards During 1 Season of High School Football," *J. Athl. Train.*, vol. 42, no. 1, pp. 47–50, 2007.
- [62] J. J. Knapik *et al.*, "Mouthguards in Sport Activities," *Sport. Med.*, vol. 37, no. 2, pp. 117–144, 2007.
- [63] I. Muller, R. De Brito, C. E. Pereira, and V. Brusamarello, "Load cells in force sensing analysis - Theory and a novel application," *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, vol. 13, no. 1, pp. 15–19, 2010.
- [64] T. Takeda, K. Ishigami, K. Shintaro, K. Nakajima, A. Shimada, and C. W. Regner, "The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material," *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 1, pp. 12–20, Feb. 2004.
- [65] E. Hering and Ge. Schönfelder, "Kapitel 5.8: Beschleunigung," in *Sensoren in Wissenschaft und Technik*, 2nd ed., Springer Viewerg, 2018, pp. 371–373.
- [66] E. Hering and G. Schönfelder, "Kapitel 4.3.2: Messung der Dehnung," in *Sensoren in Wissenschaft und Technik*, 2nd ed., Springer Vieweg, 2018, p. 327.
- [67] J. Handa, T. Takeda, K. Kurokawa, T. Ozawa, K. Nakajima, and K. Ishigami, "Influence of pre-laminated material on shock absorption ability in specially designed mouthguard with hard insert and space," *J. Prosthodont. Res.*, vol. 55, no. 4, pp. 214–220, Oct. 2011.
- [68] A. Sriekha and Kusum Bashetty, "Infinite to finite: An Overview of finite element analysis," *Indian J Dent Res.*, vol. 21, no. 3, pp. 425–432, 2010.
- [69] I. O. Gialain, N. Pena, Y. Noritomi, and R. Brito, "A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard," *Dent. Tramadol.*, vol. 32, no. 5, pp. 409–415, 2016.
- [70] E. Kopp and Erkodent GmbH, "Produktdatenblatt Erkoflex," 2020. [Online]. Available: [https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkoflex\\_PDB\\_DE.pdf](https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkoflex_PDB_DE.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [71] E. Kopp and Erkodent GmbH, "Produktdatenblatt Erkodur-S," 2020. [Online]. Available: [https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/DE\\_Erkodur\\_S.pdf](https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/DE_Erkodur_S.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [72] Scheu Dental GmbH, "Produktdatenblatt BIOPLAST® XTREME 1," 2018. [Online]. Available: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-XTREME\\_Original\\_3040.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-XTREME_Original_3040.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [73] "3D Printer Specifications," *Stratasys Ltd.*, 2017. [Online]. Available: [https://www.stratasys.com/-/media/files/printer-spec-sheets/pss\\_pj\\_objet260connex3\\_0217a\\_web.pdf](https://www.stratasys.com/-/media/files/printer-spec-sheets/pss_pj_objet260connex3_0217a_web.pdf) (Letzter Aufruf: 14.9.21).
- [74] Stratasys Ltd, "Agilus30 Datasheet," 2021. [Online]. Available: [https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/mds\\_pj\\_agilus30\\_0121b.pdf](https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/mds_pj_agilus30_0121b.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [75] Stratasys Ltd, "Vero Datasheet," 2020. [Online]. Available: [https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/mds\\_pj\\_vero\\_1220a.pdf](https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/mds_pj_vero_1220a.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).

## Literaturverzeichnis

- [76] P. Schewe, A. Roehler, S. Spintzyk, and F. Huettig, "Shock absorption behavior of elastic polymers for sports mouthguards : An in-vitro comparison of thermoplastic forming and additive manufacturing .," *Materials*, vol. 15 no. 8, 2928, 2022.
- [77] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, "The effect on energy absorption of hard inserts in laminated EVA mouthguards.," *Aust. Dent. J.*, vol. 45, no. 1, pp. 21–3, Mar. 2000.
- [78] M. Maeda *et al.*, "In search of necessary mouthguard thickness. Part 1: From the viewpoint of shock absorption ability.," *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*, vol. 52, no. 2, pp. 211–9, Apr. 2008.
- [79] T. Takeda, K. Ishigami, H. Jun, K. Nakajima, A. Shimada, and T. Ogawa, "The influence of the sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material," *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 1, pp. 29–35, 2004.
- [80] P. Bemelmanns and P. Pfeiffer, "Shock Absorption Capacities of Mouthguards in Different Types and Thicknesses," *Int. J. Sports Med.*, vol. 22, no. 02, pp. 149–153, Dec. 2001.
- [81] N. Grewal, F. Kumari, and U. Tiwari, "Comparative evaluation of shock absorption ability of custom-fit mouthguards with new-generation polyolefin self-adapting mouthguards in three different maxillary anterior teeth alignments using Fiber Bragg Grating (FBG) sensors," *Dent. Traumatol.*, vol. 31, no. 4, pp. 294–301, Aug. 2015.
- [82] P. R. H. Newsome, D. C. Tran, and M. S. Cooke, "The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: A review," *Int. J. Paediatr. Dent.*, vol. 11, no. 6, pp. 396–404, 2001.
- [83] Erkodent GmbH, "Produktklärung Playsafe-Sportmundschutz." [Online]. Available: [https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/PlaysafeDE16\\_9.pdf](https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/PlaysafeDE16_9.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [84] Scheu Dental GmbH, "Verkaufsprospekt BIOPLAST® Sportmundschutz." [Online]. Available: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/BIOPLAST\\_VKP\\_0373\\_DE\\_Original\\_3287.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/BIOPLAST_VKP_0373_DE_Original_3287.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [85] J. L. Geary and M. J. Kinirons, "Post thermoforming dimensional changes of ethylene vinyl acetate used in custom-made mouthguards for trauma prevention - A pilot study," *Dent. Traumatol.*, vol. 24, no. 3, pp. 350–355, 2008.
- [86] Erkodent GmbH, "Herstellungsanleitung Playsafe Sportmundschutz." [Online]. Available: [https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Playsafe\\_AnleitungD.pdf](https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Playsafe_AnleitungD.pdf) (Letzter Aufruf: 14.2.22).
- [87] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, "Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material," *Br. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 1, pp. 51–53, 2002.
- [88] K. Hirakawa., "Head injuries in sports: interface of medicine and engineering.," *J. Soc. Mech. Eng.*, vol. 95, no. 888, pp. 975–978, 1992.
- [89] C. Y. Sheen, J. K. Dong, W. A. Brantley, and D. S. Han, "A study of fracture loads and fracture characteristics of teeth," *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 11, no. 3,

## Literaturverzeichnis

pp. 187–192, 2019.

- [90] M. E. Kantor and M. S. Pines, "A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 38, no. 4, pp. 405–412, 1977.



# Eigenanteil

## 7 Erklärung zum Eigenanteil

Diese Studie wurde, mitsamt ihren Zielen und ihrem Umfang, an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universitätsklinik für Zahn,- Mund und Kieferheilkunde in Kooperation mit der Sektion „Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“ unter Betreuung von Herrn PD Dr. Fabian Hüttig und Herrn Sebastian Spintzyk, M.Sc. erarbeitet.

Der Entwurf und die Fertigung des Versuchsaufbaus sowie die Adaptationen an Selbigem erfolgte durch mich, mit Hilfe von Frau Ariadne Röhler, M.Sc., die beim Design und Druck der Positionierungshülse und der Prototypen der unterschiedlichen Auflagenplattformen bzw. Fundamentplatten unterstützend wirkte.

Die Herstellung der thermoplastischen Materialproben erfolgte durch mich im zahntechnischen Labor der Poliklinik. Die Herstellung der additiven Prüfkörper erfolgte durch die Silconic GmbH nach Übermittlung der von mir erstellten technischen Zeichnungen und STL Dateien.

Alle Versuche und Messungen wurden von mir selbst durchgeführt, die Daten aufgezeichnet und verarbeitet. Die statistische Auswertung der Messdaten erfolgte nach Einführung durch Ariadne Röhler, vollumfänglich durch mich. Allein die Datenauslesung für den zeitlichen Kräfteverlauf erfolgte durch ein JMP-Skript, welches von Ariadne Röhler programmiert wurde. Sämtliche Abbildungen und Tabellen wurden durch mich mittels der angegebenen Software erstellt.

Ich versichere, dass das vorliegende Manuskript selbständig von mir gegliedert und verfasst wurde. Es wurden keine weiteren Quellen als die im Quellenverzeichnis angegebenen verwendet.

Die Anfertigung der englischsprachigen Publikation (s. Kapitel 8) erfolgte durch mich in Unterstützung durch die Koautoren wie in den Author Contributions des betreffenden Artikels angegeben.

# Veröffentlichung

## 8 Veröffentlichung

Teile der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits international publiziert in:

Schewe, P.; Roehler, A.; Spintzyk, S.; Huettig, F. (2022)  
*Shock Absorption Behavior of Elastic Polymers for Sports Mouthguards: An In Vitro Comparison of Thermoplastic Forming and Additive Manufacturing.*  
Materials, 15, 2928. <https://doi.org/10.3390/ma15082928>

# Danksagung

## 9 Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn PD Dr. Fabian Hüttig dafür danken, dass er sich mir als Doktorvater angenommen hat und mir stets sein Vertrauen schenkte. Ohne seine Unterstützung wäre diese Dissertation nicht möglich gewesen.

Frau Ariadne Röhler möchte ich für die vielen geistreichen Ideen und Lösungsvorschläge danken. Dein stets offenes Ohr für die immer wieder aufkommenden Probleme hatte maßgeblichen Anteil am produktiven Vorankommen dieser Forschungsarbeit.

Herrn Sebastian Spintzyk möchte ich dafür danken, dass er dieses Projekt ins Leben gerufen hat und mich durch seine optimistischen und damit motivierenden Denkansätze stets bei Laune halten konnte.

Herrn Professor Dr. Frank Rupp möchte ich dafür danken, dass er im Labor seiner Sektion „Medizinischen Werkstoffwissenschaften & Technologie“ einen Arbeitsplatz für mich bereitstellte und ich mich dort mit dem Versuchsaufbau „einrichten“ durfte.

Der Silconic GmbH möchte ich für die Produktion der additiven Prüfkörper danken, besonders aber Herrn Florian Scholz. Vielen Dank für die effektive Kommunikation im Prozess dahin.

Meinen Schwiegereltern in spe danke ich für jede Stunde Kinderbetreuung, die von mir für die Erstellung dieses Schriftstücks genutzt werden konnte.

Mein größter Dank gilt meinen drei Schwestern und ganz besonders meinen Eltern. Eure uneingeschränkte Unterstützung und euer immer dagewesenes Vertrauen sind das Fundament, auf dem ich mein Leben völlig frei gestalten konnte. Ich kann mir keine besseren Eltern und Schwestern vorstellen. Mein Dank an Euch ist nicht in Worte zu fassen.

Jana, du hast mir mit unseren Kindern das schönste Geschenk dieser Welt gemacht. Ich danke Dir für alles von ganzem Herzen. Diese Arbeit ist Dir gewidmet.

# Anhang

## 10 Anhang

### 10.1 p-Werte

#### 10.1.1 Absolute Materialstärke

Tabelle 22: Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jeden Paar mittels Wilcoxon-Methode (p-Werte)

Materialgruppen-Paar		p - Wert
SCH-Xtr	ER-Li	<0,0001
STR-A	ER-Li	<0,0001
STR-B	ER-Li	<0,0001
STR-B	STR-A	<0,0001
STR-C	ER-Li	<0,0001
STR-C	SCH-Xtr	<0,0001
STR-C	STR-A	<0,0001
STR-C	STR-B	<0,0001
STR-C	ER-HP	<0,0001
STR-B	SCH-Xtr	<0,0001
ER-Li	ER-HP	<0,0001
SCH-Xtr	ER-HP	<0,0001
STR-A	ER-HP	<0,0001
STR-A	SCH-Xtr	<0,0001
STR-B	ER-HP	<0,0001

#### 10.1.2 Relative Materialstärke

Tabelle 23: Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jeden Paar mittels Wilcoxon-Methode (p-Werte)

Materialgruppen-Paar		p - Wert
SCH-Xtr	ER-Li	<0,0001
STR-A	ER-Li	<0,0001
STR-B	ER-Li	<0,0001
STR-B	STR-A	<0,0001
STR-C	ER-Li	<0,0001
STR-C	SCH-Xtr	<0,0001

## Anhang

STR-C	STR-A	<0,0001
STR-C	STR-B	<0,0001
STR-C	ER-HP	<0,0001
STR-B	SCH-Xtr	<0,0001
ER-Li	ER-HP	0,0125
SCH-Xtr	ER-HP	<0,0001
STR-A	ER-HP	<0,0001
STR-A	SCH-Xtr	<0,0001
STR-B	ER-HP	<0,0001

### 10.1.3 Maximalkräfte

*Tabelle 24: Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jedes Paar mittels Wilcoxon-Methode (p-Werte)*

Materialgruppen-Paar		p - Wert
SCH-Xtr	ER-Li	<0,0001
STR-A	ER-Li	<0,0001
STR-B	ER-Li	<0,0001
STR-B	STR-A	0,9065
STR-C	ER-Li	<0,0001
STR-C	SCH-Xtr	<0,0001
STR-C	STR-A	<0,0001
STR-C	STR-B	<0,0001
STR-C	ER-HP	<0,0001
STR-B	SCH-Xtr	<0,0001
ER-Li	ER-HP	0,0025
SCH-Xtr	ER-HP	<0,0001
STR-A	ER-HP	<0,0001
STR-A	SCH-Xtr	<0,0001
STR-B	ER-HP	<0,0001
No-MG	ER-HP	0,0004
No-MG	STR-A	0,0004
No-MG	STR-B	0,0004

## Anhang

No-MG	STR-C	0,0004
No-MG	ER-Li	0,0004
No-MG	SCH-Xtr	0,0004

### 10.1.4 Schockabsorption pro Millimeter Materialstärke

Tabelle 25: Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jeden Paar mittels Wilcoxon-Methode (p-Werte)

Materialgruppen-Paar		p - Wert
SCH-Xtr	ER-Li	<0,0001
STR-A	ER-Li	<0,0001
STR-B	ER-Li	<0,0001
STR-B	STR-A	<0,0001
STR-C	ER-Li	<0,0001
STR-C	SCH-Xtr	<0,0001
STR-C	STR-A	<0,0001
STR-C	STR-B	0,1389
STR-C	ER-HP	<0,0001
STR-B	SCH-Xtr	<0,0001
ER-Li	ER-HP	<0,0001
SCH-Xtr	ER-HP	<0,0001
STR-A	ER-HP	<0,0001
STR-A	SCH-Xtr	<0,0001
STR-B	ER-HP	<0,0001

### 10.1.5 Kraftstoß

Tabelle 26: Ergebnisse der nichtparametrischen Vergleiche für jeden Paar mittels Wilcoxon-Methode (p-Werte)

Materialgruppen-Paar		p - Wert
SCH-Xtr	ER-Li	0,0101
STR-A	ER-Li	<0,0001
STR-B	ER-Li	<0,0001
STR-B	STR-A	<0,0001

## Anhang

STR-C	ER-Li	<0,0001
STR-C	SCH-Xtr	<0,0001
STR-C	STR-A	<0,0001
STR-C	STR-B	<0,0001
STR-C	ER-HP	<0,0001
STR-B	SCH-Xtr	<0,0001
ER-Li	ER-HP	<0,0001
SCH-Xtr	ER-HP	<0,0001
STR-A	ER-HP	<0,0001
STR-A	SCH-Xtr	<0,0001
STR-B	ER-HP	<0,0001
No-MG	ER-HP	0,0272
No-MG	STR-A	0,0004
No-MG	STR-B	0,0004
No-MG	STR-C	0,0004
No-MG	ER-Li	0,0004
No-MG	SCH-Xtr	0,0004

### 10.2 Materialien und Geräte

Geräte		
Modell	Firma	Adresse
Objet 260 Connex3	Stratasys Ltd.	Haim Holtsman St 1, Rehovot, Israel
Erkoform - RVE	Erkodent Erich Kopp GmbH	Siemensstr. 3, 72285 Pfalz- grafenweiler, Deutschland
Biostar - Druckformgerät	SCHEU-DENTAL GmbH	Am Burgberg 20, 58642 Iserlohn, Deutschland
KM26 – 2kn	ME-Messsysteme GmbH	Eduard-Maurer-Straße 9, 16761 Hennigsdorf, Deutschland
Messverstärker GSV- 8DS SubD15HD	ME-Messsysteme GmbH	Eduard-Maurer-Straße 9, 16761 Hennigsdorf, Deutschland
Laptop K540U	ASUS	15, Li-Te Rd., Taipei 112, Taiwan
Gipstrimmer Rotogrind NT -KFO	Reitel Fein- werktechnik GmbH	Senfdamm 20, 49152 Bad Essen, Deutschland

## Anhang

Drehmaschine LZ 330	Weiler Werkzeugmaschinen GmbH	Friedrich K. Eisler Straße 1, 91448 Emskirchen, Deutschland
Universalprüfmaschine Z010	Zwick Roell GmbH & Co. KG	August-Nagel-Straße 11, 89079 Ulm, Deutschland
Bügelmessschraube IP54	HELIOS-PREISER GmbH	Steinbeisstraße 6, 72501 Gammertingen, Deutschland
Prusa MK3S	Prusa Research a. s.	7A, Partyzánská 188/7A, Holešovice, 170 00 Praha 7, Tschechien
Fotoapparat DS126431	Canon Inc.	3 Chome-30-2 Shimomaruko, Ota City, Tokyo 146-8501, Japan
Photomakroskop M400	Wild/ Leica Microsystems GmbH	Ernst-Leitz-Strasse 17-37, 35578 Wetzlar, Deutschland
Stahlkugel-515050M8	Ball -tech Kugeltechnik GmbH	Am Kuemmerling 43, 55294 Bodenheim, Deutschland
Linearkugellager LMEK-20-UU-k-V	Smalltec GmbH & Co. KG	Raiffeisenstraße 1, 67722 Winnweiler, Deutschland
Elektromagnet ZYE1 - P20/15.	Haljia	/
<b>Programme</b>		
Fusion360	Autodesk, Inc.	111 McInnis Parkway, San Rafael, CA 94903, USA
GSV Multi Version 1.47	ME-Messsysteme GmbH	Eduard-Maurer-Straße 9, 16761 Hennigsdorf, Deutschland
<b>Materialien</b>		
Vel-Mix Stone	Kerr GmbH	Bismarckring 39, 88400 Biberach, Deutschland
Fräser - H251EF	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG	Trophagener Weg 25, 32657 Lemgo, Deutschland
Polierer – 9958 RA	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG	Trophagener Weg 25, 32657 Lemgo, Deutschland
Fräser – H251GEA	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG	Trophagener Weg 25, 32657 Lemgo, Deutschland
Prusament	Prusa Research a. s.	7A, Partyzánská 188/7A, Holešovice, 170 00 Praha 7, Tschechien
<b>Prüfkörper</b>		
Erkoflex 2 mm	LOT: 11548 Erkodent Erich Kopp GmbH	Siemensstr. 3, 72285 Pfalzgrafenweiler, Deutschland



## Anhang

Erkoflex 4 mm	LOT: 11548	Erkodent Erich Kopp GmbH	Siemensstr. 3, 72285 Pfalzgrafenweiler, Deutschland
Erkodur-S 0,8 mm	LOT: 11395	Erkodent Erich Kopp GmbH	Siemensstr. 3, 72285 Pfalzgrafenweiler, Deutschland
Bioplast Xtreme	LOT: 0721A	SCHEU-DENTAL GmbH	Am Burgberg 20, 58642 Iserlohn, Deutschland
Agilus30	/	Stratasys Ltd.	Haim Holtsman St 1, Rehovot, Israel
Vero	/	Stratasys Ltd.	Haim Holtsman St 1, Rehovot, Israel

# Anhang

## 10.3 Technische Zeichnungen

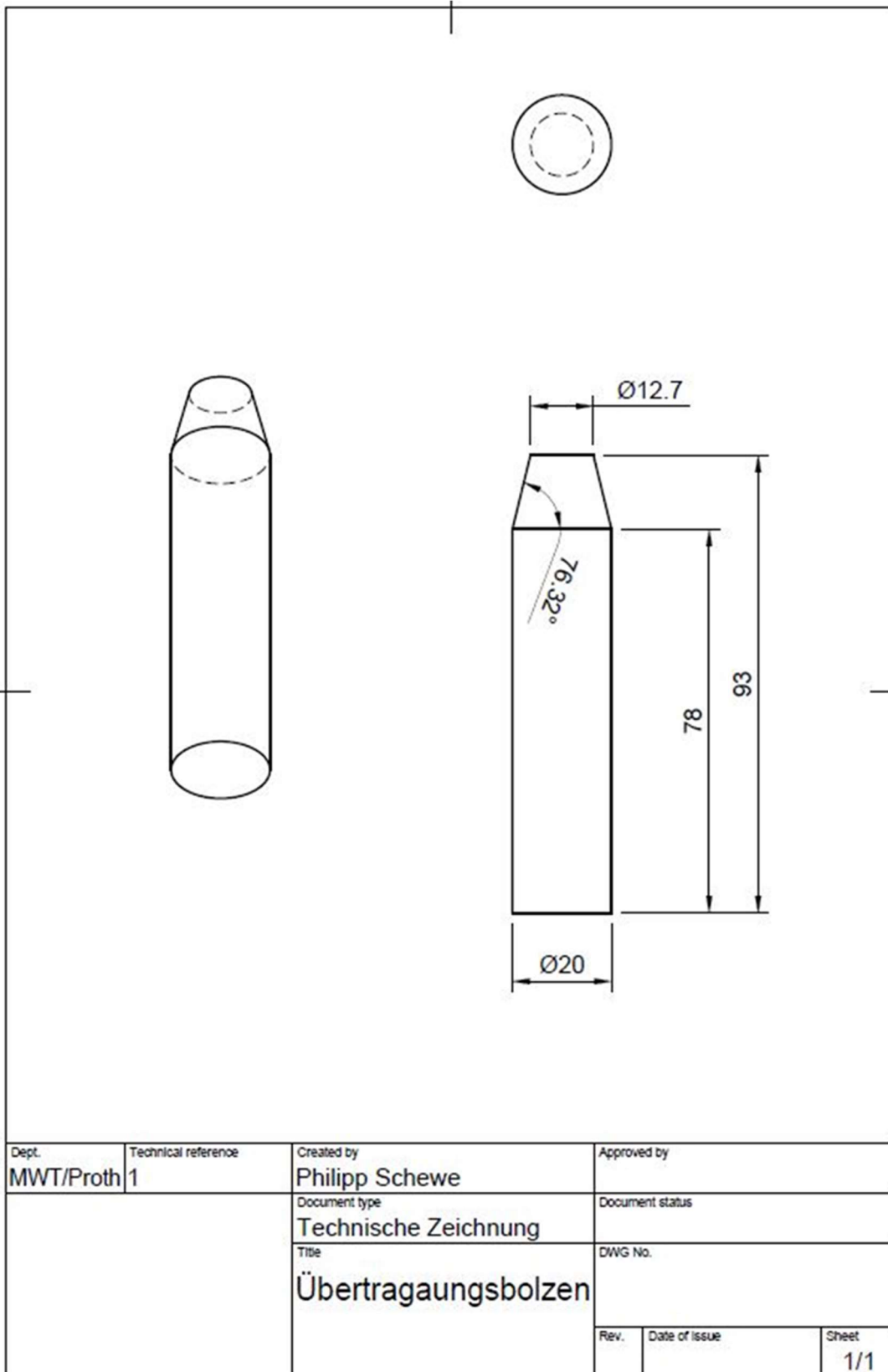


Abbildung 64: Technische Zeichnung des Übertragungsbolzen

# Anhang

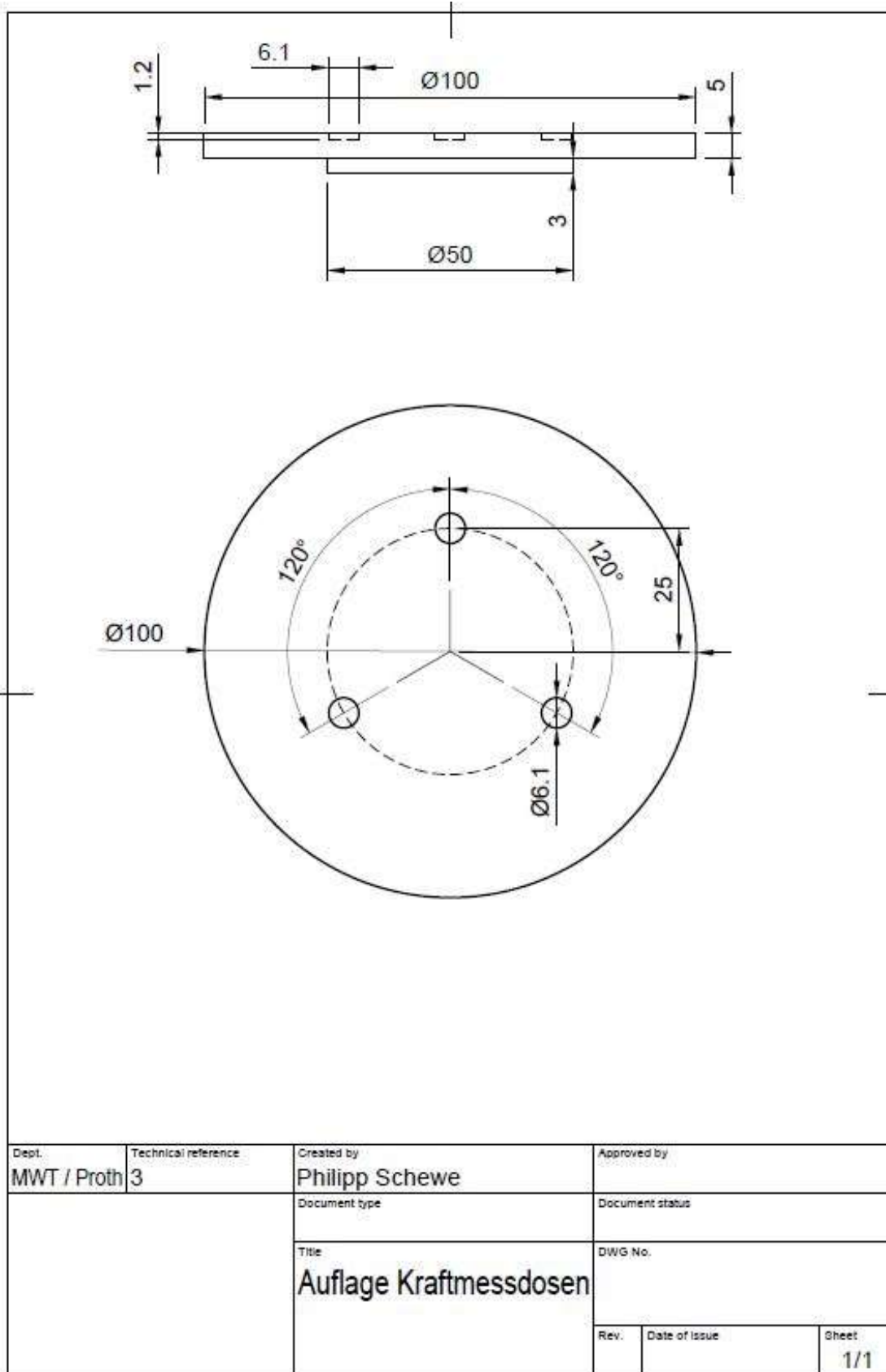


Abbildung 65: Technische Zeichnung der Auflagenplattform

# Anhang

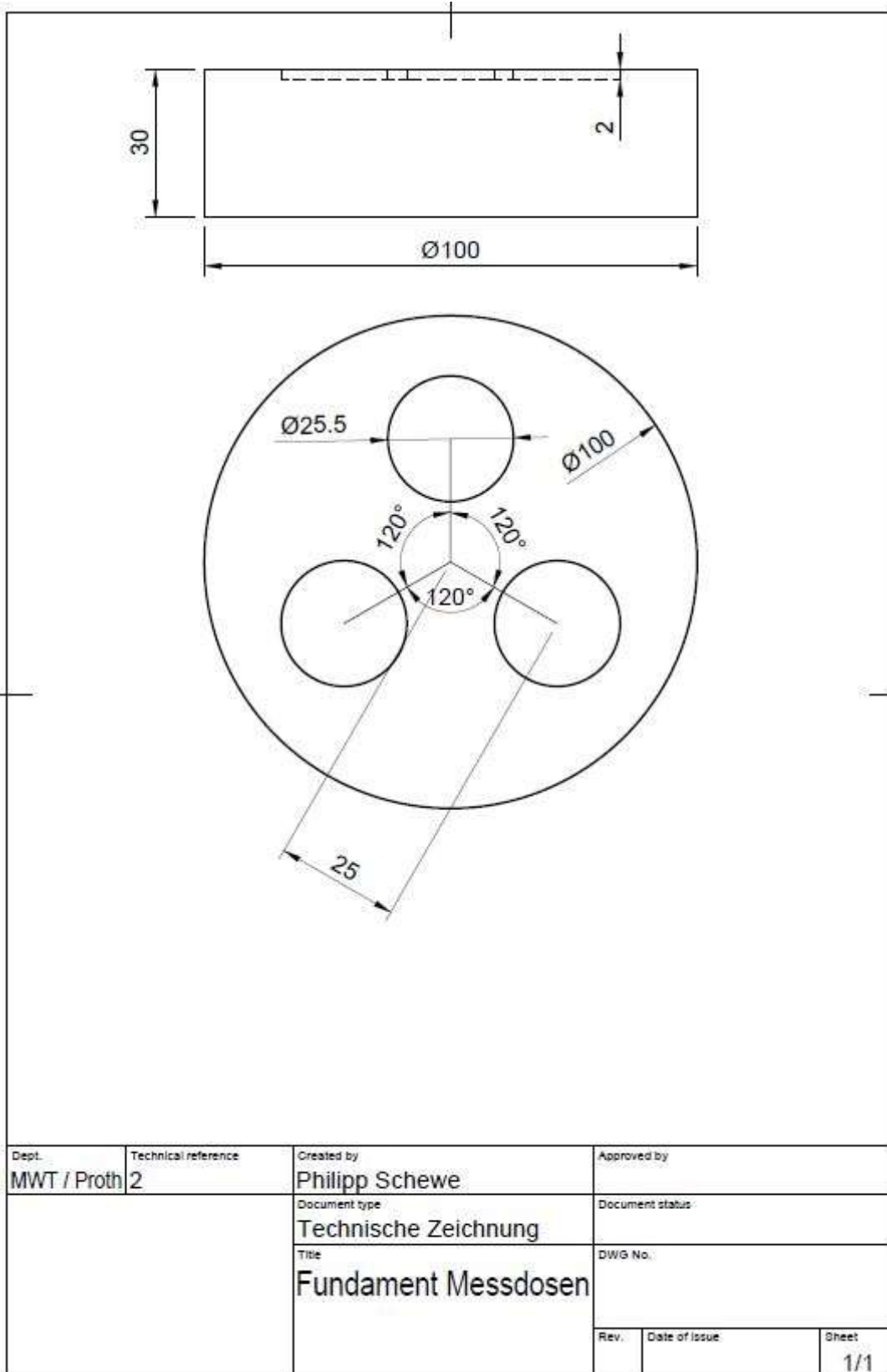


Abbildung 66: Technische Zeichnung der Fundamentplatte

# Anhang

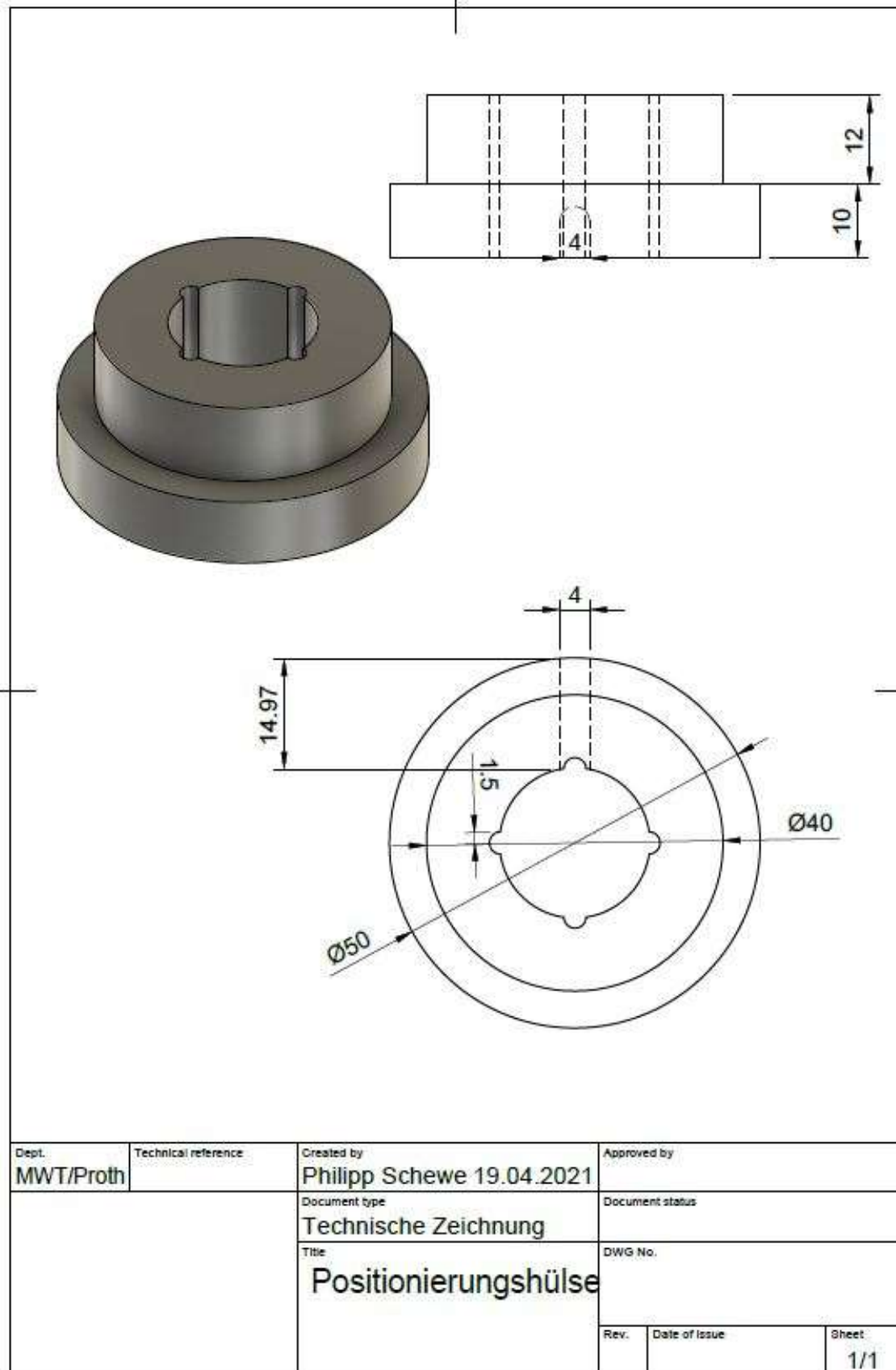


Abbildung 67: Technische Zeichnung der Positionierungshülse

# Anhang

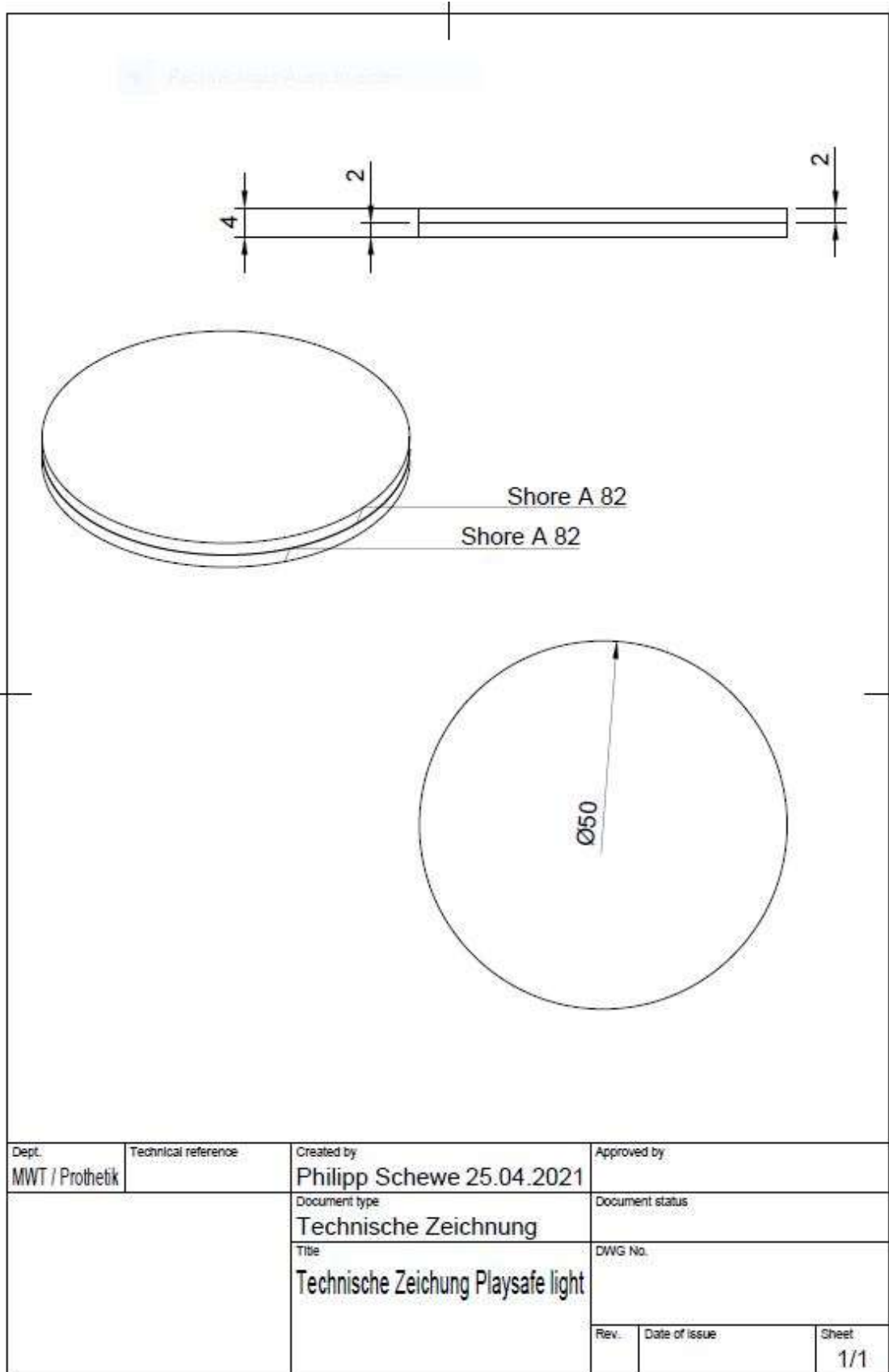


Abbildung 68: Technische Zeichnung der Materialprobe ER-Li / STR-A

# Anhang

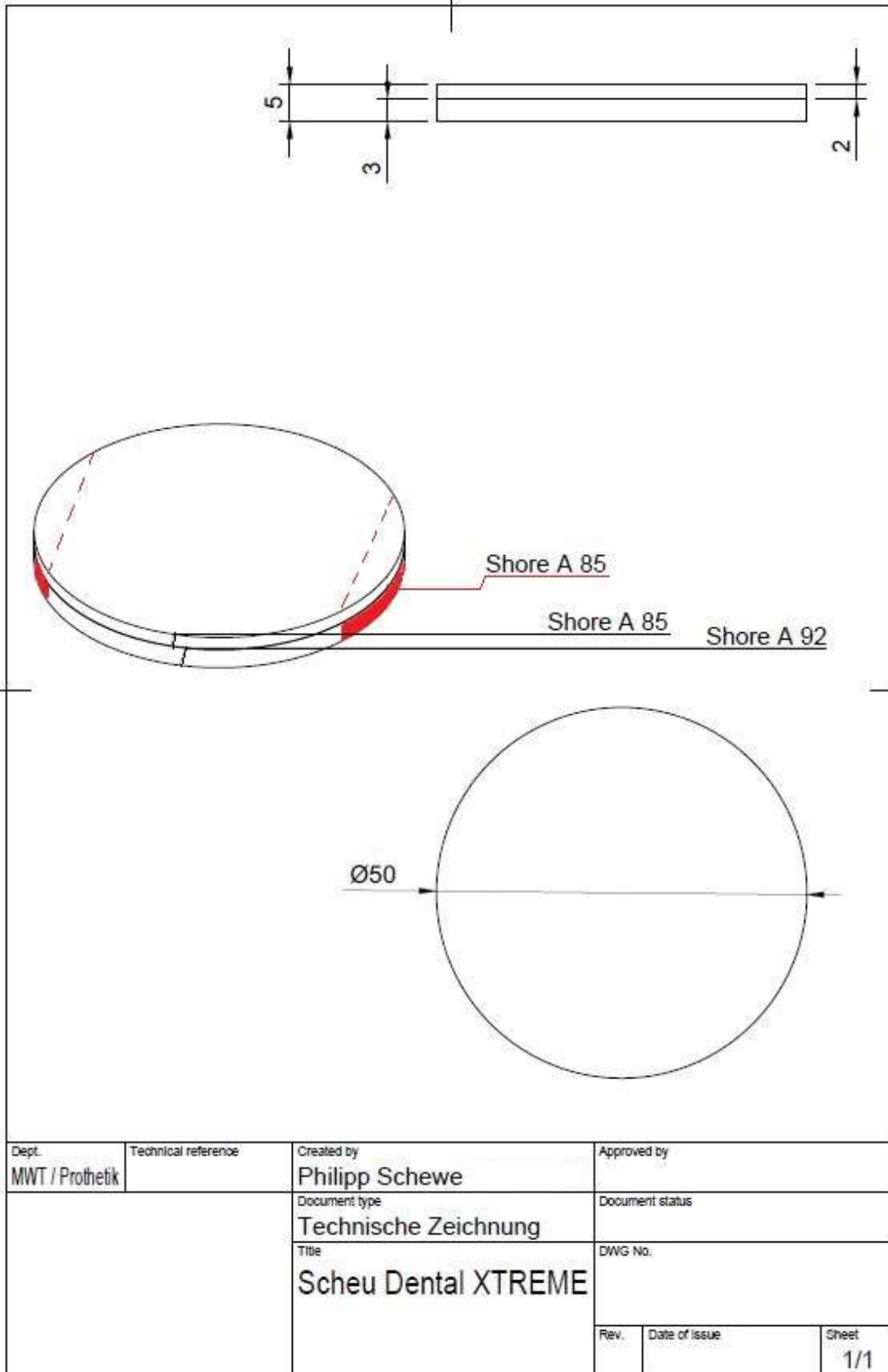


Abbildung 69: Technische Zeichnung der Materialprobe SCH-Xtr / STR-B

# Anhang

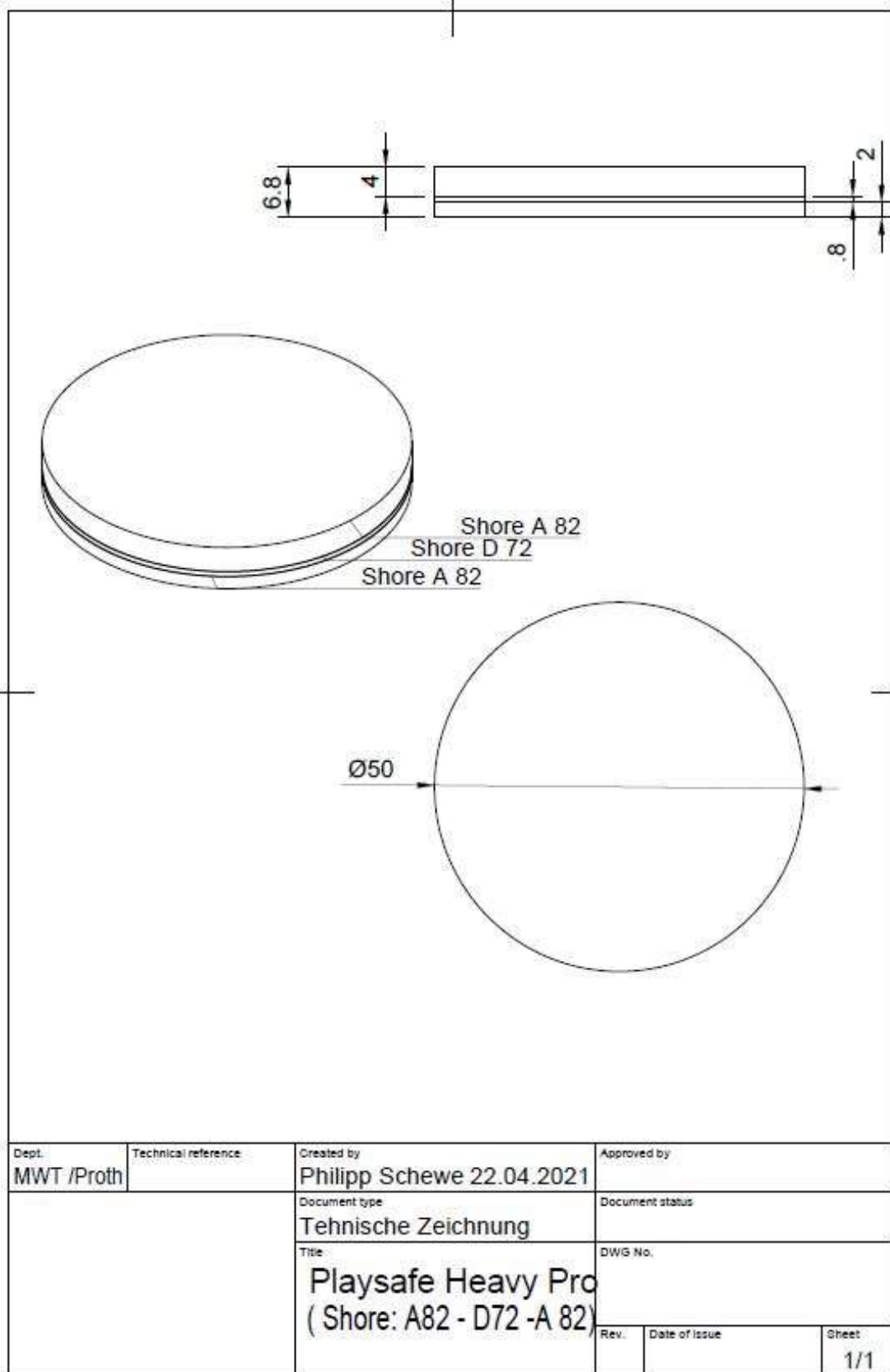


Abbildung 70: Technische Zeichnung des ER-HP / STR-C