

**Diplomarbeit**

**Zugbelastung 3D-gedruckter Platten für extraorale  
kieferorthopädische Gerätschaften – eine in-vitro-Studie**

eingereicht von

**Victoria Maria Beldinger**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktorin der Zahnmedizin**

**(Dr<sup>in</sup>. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit**

**Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie**

unter der Anleitung

**von Univ.-Ass.-Prof. Dr. Margit Pichelmayer**

und

**Univ.-Prof. Dr.rer.nat. Ute Schäfer**

Graz, 17.06.2024

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass die vorliegende Arbeit selbständig verfasst wurde und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet wurden. Diese Arbeit wurde noch nicht anderweitig als Arbeit eingereicht.

Graz am 17.06.2024

Victoria Maria Beldinger eh

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt meiner Betreuerin Frau Ass.-Prof.in Dr.in Margit Pichelmayer, welche stets für mich erreichbar war und mich äußerst kompetent und herzlich betreut hat. Ich bin sehr dankbar für die Bereitstellung dieses wichtigen und interessanten Themas und vor allem für die große Unterstützung bei der Umsetzung dieser Diplomarbeit. Mein Dank gilt ebenso Herrn Erich Häupl, Herrn Philipp Tepesch, Herrn Uwe Schwarze und Frau Dipl.-Ing.in Irene Mischak, deren Hilfe ich sehr zu schätzen wusste. Deren Fachwissen und stetige Unterstützung waren essenziell für dieses Projekt.

Ich möchte mich auch bei allen meinen Freunden bedanken, die ein Teil meines Lebens geworden sind. Danke, dass ihr mich auf meinem Weg begleitet und unterstützt habt.

Zu guter Letzt gilt mein außerordentlicher Dank meiner Familie, besonders meiner Mutter, welche mich in allen Situationen meines Lebens unterstützt und immer für mich da ist. Dank dir bin ich da, wo ich heute stehe. Ich danke auch meinen Geschwistern Julia und Leo, die mich immer unterstützt haben.

## Zusammenfassung

In dieser Studie sollte untersucht werden, ob das vielseitig anwendbare Material PMMA im Rahmen der 3D-Anfertigung für die extraorale kieferorthopädische Behandlung geeignet ist und somit die benötigten Gerätschaften individuell angefertigt werden können, um eine höhere Qualität für die Patienten/die Patientinnen zu ermöglichen.

Ziel war, die Eignung, Widerstandsfähigkeit und vor allem Sicherheit dieses Materials mit den verschiedenen Designs und den verschiedenen Druckrichtungen im direkten Vergleich durch Messungen in vitro zu testen.

Hierzu wurden 2 verschiedene Designs (Platte mit lateraler Öse und Platte mit Langloch) entwickelt, die jeweils in 2 verschiedenen Druckrichtungen mit einem ASIGA Freeform Pro 2 Drucker hergestellt wurden. Bei der angewendeten 3D-Drucktechnologie handelt es sich um das sogenannte Digital Light Processing (DLP).

Die eigentliche Belastungstestung erfolgte auf einer Universalprüfmaschine der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits. Dabei wurden die Testplatten in die Maschine eingespannt, worauf mit einer konstant steigenden Krafteinwirkung schrittweise Kraft übertragen wurde, bis es zur Beschädigung der Platten kam.

Die einzelnen Werte dieser vier Varianten wurden anschließend ausgewertet und verglichen.

Bei dem Design der lateralen Öse konnte im Vergleich zum Langloch eine höhere Zugkraft angewandt werden. Betrachtet man allerdings die Druckrichtungen, konnte keine signifikante Aussage getroffen werden. Es ist anzunehmen, dass die Druckrichtung durch den guten Verbund der einzelnen Schichten keine Bedeutung hat.

Jede dieser vier Varianten hat mindestens das 10-fache der Zugkraft ausgehalten, die in der praktischen Anwendung vonnöten wären.

Der Ausgang der Studie hat gezeigt, dass alle 4 Platten unabhängig vom Design und von der Druckrichtung für die Verwendung in der Praxis geeignet wären.

## **Abstract**

The aim of this study was to investigate whether the versatile material PMMA is suitable for extraoral orthodontic treatment in the context of 3D fabrication and whether the required appliances can be customized to enable higher quality for patients.

The aim was to test the suitability, resistance and, above all, safety of this material with the various designs and the different printing directions in a direct comparison using in vitro measurements.

For this purpose, 2 different designs were developed (plate with lateral eyelet and plate with a slotted hole), each of which was produced in 2 different printing directions using a ASIGA Freeform Pro 2 printer. The 3D printing technology used is known as Digital Light Processing.

The actual load test was carried out on a universal testing machine at the University Clinic for Dentistry and Oral Health. The test plates were clamped in the universal testing machine, whereupon a constantly increasing force was gradually applied until the plates were damaged.

The individual values of these four variants were then evaluated and compared.

With the lateral eyelet design, a higher tensile force could be applied compared to the slotted hole. However, when looking at the printing directions, no significant statement could be made. It can be assumed that the direction of printing has no significance due to the good bonding of the individual layers.

Each of these four variants withstood at least 10 times the tensile force that would be required in practical application.

The outcome of the study showed that all four panels would be suitable for use in practice, regardless of the design and the direction of printing.

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung .....	11
1.1 Kieferorthopädische Grundlagen .....	11
1.1.1 Syndrome mit offenem Biss.....	12
1.1.2 Der rachitisch offene Biss .....	14
1.2 Therapiemöglichkeit mit extraoralen Geräten .....	15
1.2.1 Die klassische Kopf-Kinn-Kappe mit Schrägzug .....	15
1.2.2 Die vertikale Kopf-Kinn-Kappe.....	17
1.3 Unterschied zwischen normaler KKK und vertikaler KKK .....	20
1.4 Individuelle 3D-Fertigung .....	21
1.4.1 Digital Light Processing (DLP) .....	22
1.4.2 ASIGA Freeform PRO 2 .....	22
1.4.3 ASIGA Composer Software .....	24
1.5 Polymethylmethacrylat (PMMA) .....	24
1.5.1 Chemische Zusammensetzung und Eigenschaften.....	24
1.5.2 Anwendungsgebiete .....	25
1.6 SHIMADZU – Universalprüfmaschine .....	25
1.6.1 Funktion und Anwendungsgebiete.....	26
1.6.2 Die Prüfsoftware.....	28
1.7 Optisches 3D Messsystem Alicona Infinite Focus .....	29
1.8 Hintergrund und Ziel dieser in vitro Studie .....	31
2. Material und Methode.....	32
2.1 Getestetes Material .....	32
2.1.1 Bestandteile.....	33
2.2 Verschiedene Designs .....	33
2.1.1 Erstes Design: Das Langloch .....	33
2.1.2 Zweites Design: Laterale Öse.....	35
2.1.3 Druckrichtung und Anzahl der gedruckten Platten .....	37
2.2 Methode .....	38
2.2.1 Herstellungsverfahren der Platten .....	38
2.2.2 Prüfmethode.....	43
3 Ergebnisse .....	47
4. Diskussion .....	50
4.1 Das Langloch .....	50

4.2 Die laterale Öse.....	51
4.3 Vergleich der zwei Designs .....	54
4.4 Mikroskopische Bilder der Bruchstellen und Aussage über die Druckrichtungen.....	54
4.6 Ausblick in die Zukunft.....	58
5. Summary .....	59
Literaturverzeichnis .....	60

## Abkürzungsverzeichnis

N	-	Newton
PMMA	-	Polymethylmetacrylat
DLP	-	Digital Light Processing
KKK	-	Kopf-Kinn-Kappe
mm	-	Millimeter
ms	-	Millisekunde
nm	-	Nanometer

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Fast zirkulär offener Biss (Franceschetti Syndrom) (Kahl-Nieke, 2010 S.108).....	12
Abbildung 2 Dentitio tarda (Apert Syndrom) (Kahl-Nieke, 2010, S. 105) .....	13
Abbildung 3 Typische Physiognomie (Kahl-Nieke, 2010 S.105) .....	13
Abbildung 4 Frontal offener Biss (Rachitis), (Kahl-Nieke, 2010 S. 117) .....	14
Abbildung 5 (Tiger Dental, Progenie Kopf-Kinnkappenset) .....	16
Abbildung 6 (Tiger Dental, Progenie Kopf/-Kinnkappenset).....	16
Abbildung 7 Trägerband der Progenie Kopf-Kinnkappe .....	17
Abbildung 8 Vertikale Kopf-/Kinnkappe (ADenta) .....	18
Abbildung 9 Trägerband der vertikalen Kopf-/Kinnkappe.....	18
Abbildung 10 Combiquick Kopfkappe; Tiger Dental, vertikale Kopf-/Kinnkappe .....	19
Abbildung 11 Kinnkappe mit langen und kurzen Armen von oben .....	20
Abbildung 12 Kinnkappe mit langen und kurzen Armen von vorne .....	20
Abbildung 13 Asiga Freeform Drucker .....	23
Abbildung 14 Einspannung der Shimadzu Prüfmaschine.....	25
Abbildung 15 Shimadzu Prüfmaschine.....	25
Abbildung 16 Shimadzu Technische Daten.....	27
Abbildung 17 Prüfsoftware TrapeziumX.....	28
Abbildung 18 Alicona Mikroskop .....	29
Abbildung 19 Alicona Technische Daten (26) .....	30
Abbildung 20 Optiprint Guide 385.....	32
Abbildung 21 Langloch.....	34
Abbildung 22 Design Langloch in der Composer Software .....	34
Abbildung 23 Grafik Langloch Design .....	34
Abbildung 24 Grafik laterale Öse .....	35
Abbildung 25 Maße des trapezes .....	36
Abbildung 26 Design Laterale Öse in der Composer Software .....	36
Abbildung 27 Laterale Öse von oben.....	37
Abbildung 28 Laterale Öse von Oben .....	37
Abbildung 29 Ultraschallbad.....	39
Abbildung 30 Isopropanolum .....	39
Abbildung 31 Polymerisationsgerät Otoflash G171.....	40
Abbildung 32 Langloch senkrecht gedruckt mit Supports .....	41
Abbildung 33 Langloch parallel gedruckt mit Supports.....	41
Abbildung 34 Laterale Öse senkrecht gedruckt mit Supports .....	42
Abbildung 35 Laterale Öse parallel gedruckt mit Supports .....	42
Abbildung 36 Shimatzu laterale Öse 1.....	44
Abbildung 37 Shimatzu laterale Öse 2 .....	44
Abbildung 38 Shimatzu Langloch 1 .....	45
Abbildung 39 Shimatzu Langloch 2 .....	45
Abbildung 40 Positionierung der Platte im Mikroskop.....	46
Abbildung 41 Boxplot Bruchkraft (Newton) .....	48

Abbildung 42 Langloch Bruchrichtung.....	50
Abbildung 43 Langloch Bruchstellen.....	50
Abbildung 44 Laterale Öse Bruchstelle.....	51
Abbildung 45 Laterale Öse.....	51
Abbildung 46 Langloch parallel gedruckt, Bruchstellen.....	52
Abbildung 47 Langloch senkrecht gedruckt, Bruchstellen.....	52
Abbildung 48 Laterale Öse parallel gedruckt, Bruchstellen.....	53
Abbildung 49 Laterale Ösen senkrecht gedruckt, Bruchstellen.....	53
Abbildung 50 Langloch parallel 5x Vergr.....	55
Abbildung 51 Langloch parallel 100x Vergr. ....	55
Abbildung 52 Langloch senkrecht, 5x Vergr. ....	55
Abbildung 53 Langloch senkrecht, 100x Vergr. ....	55
Abbildung 54 Laterale Öse parallel, 5x Vergr.....	55
Abbildung 55 Laterale Öse parallel, 100x Vergr.....	56
Abbildung 56 Laterale Öse senkrecht 5x Vergr.....	56
Abbildung 57 Laterale Öse senkrecht 100x Vergr.....	56

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Testungen.....	38
Tabelle 2 Ergebnisse Tabelle.....	47
Tabelle 3 Statistischer Vergleich.....	49

# 1 Einleitung

## 1.1 Kieferorthopädische Grundlagen

Die Kieferorthopädie beschäftigt sich mit der Diagnose und Therapie von skelettalen und dentalen Fehlstellungen. Ziel dabei ist es ein dysgnathes, also pathologisches Gebiss, so weit wie möglich in die Regelverzahnung zu korrigieren, auch Eugnathie genannt (1), (2).

Im eugnathen Gebiss okkludieren die Zähne des Oberkiefers bukkal bzw. labial zu denen des Unterkiefers. Bei der Ansicht des Seitenzahnbereiches von lateral stehen die unteren Zähne mesial ihrer Antagonisten (1). Idealerweise okkludiert der mesiopalatale Höcker des oberen 6-Jahres-Molaren in der zentralen Fossa des unteren ersten Molaren.

Betrachtet man die Front, so sollen die oberen Frontzähne die unteren überlappen. Die sagittale Stufe, Overjet genannt und die vertikale Stufe, Overbite genannt, sollten jeweils 2 mm betragen (1).

Diese Ausführungen zeigen, dass im eugnathen Gebiss durch den Kontakt der Seitenzähne und jener der Front ein völliger Schluss der Okklusion vorliegt. Würde ein solcher Kontakt fehlen, so würde es sich um einen offenen Biss handeln.

Offene Bisse stellen vertikale Diskrepanzen dar. Diese können entweder isoliert vorliegen oder mit sagittalen und/oder transversalen Abweichungen kombiniert sein (3).

Offene Bisse kann man in dental offene Bisse und skelettal offene Bisse unterteilen (1), (3).

Funktionell offener Biss (= dental offener Biss = dentoalveolär offener Biss)

Der dental offene Biss wird durch eine funktionell abartige Muskulatur oder bestimmte Habits verursacht. Dazu gehören beispielsweise das Daumenlutschen, die übermäßige Verwendung von Schnullern oder auch das Zungenpressen (4).

## Skelettal offener Biss

Sie sind enoral dadurch gekennzeichnet, dass sie meist nur auf den endständigen Molaren Zahnkontakt besitzen. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von zirkulär offenen Bissen (2). Das ist dadurch bedingt, dass die Fehlstellung die gesamte skelettale Basis betrifft.

Skelettal offene Bisse treten in der Regel im Rahmen von Syndromen auf:

### 1.1.1 Syndrome mit offenem Biss

#### Franceschetti-Syndrom (Dysostosis mandibulofacialis)

Das Franceschetti-Syndrom ist eine dominant vererbare Fehlbildung. Es findet sich eine uni- oder bilaterale Unterentwicklung des Gesichts, wobei vor allem der Unterkiefer betroffen ist. Durch diese Unterentwicklung des Unterkiefers kommt es häufig zu Fehlstellungen des Gebisses, wie zu dem schon erwähnten offenen Biss (4).



ABBILDUNG 1 FAST ZIRKULÄR OFFENER BISS (FRANCESCHETTI SYNDROM) (KAHL-NIEKE, 2010 S.108)

## Apert Syndrom

Das Apert-Syndrom, auch bekannt unter Akrozephalosyndaktylie, ist eine erblich bedingte Erkrankung. Es kommt zu Mutationen im FGFR2-Gen, welche multiple Fehlbildungen zur Folge haben. Betroffen sind vor allem der Schädel und die Extremitäten.

Symptome:

- Turmschädel
- Exophthalmus
- Lippenkieferspalte
- Syndaktylie
- Hypertelorismus
- Mittelgesichtshypoplasie
- Maxilläre Mikro- und Retrognathie
- Offener Biss

(5), (4)



ABBILDUNG 3 DENTITIO TARDA (APERT SYNDROM) (KAHL-NIEKE, 2010, S. 105)



ABBILDUNG 2 TYPISCHE PHYSIOGNOMIE (KAHL-NIEKE, 2010 S.105)

### 1.1.2 Der rachitisch offene Biss

Eine Sonderform des offenen Bisses stellt der rachitisch offene Biss dar.

Diese Variante wird durch eine Knochenerkrankung - unter dem Namen Rachitis bekannt – verursacht, bei der es durch Vitamin-D-Mangel zu einer ungenügenden Mineralisation der Zähne und der Knochen kommt. Typisch für diese Erkrankung ist der sogenannte Masseterknick, bei dem es zu einer Aufbiegung des Unterkieferkörpers im Bereich des Masseteransatzes kommt. Ein weiteres Charakteristikum für diese Erkrankung ist ein vergrößerter Kieferwinkel, was ein erhöhtes Untergesicht zur Folge hat (4).



**ABBILDUNG 4** FRONTAL OFFENER BISS (RACHITIS), (KAHL-NIEKE, 2010 S. 117)

## 1.2 Therapiemöglichkeit mit extraoralen Geräten

### 1.2.1 Die klassische Kopf-Kinn-Kappe mit Schrägzug

Die klassische Kopf-Kinn-Kappe mit Schrägzug zählt zu den extraoralen kieferorthopädischen Gerätschaften, die während des Wachstums eingesetzt werden kann. Zeigt ein Kind schon im frühen Alter ein pathologisches progenes Wachstum, kann dieses durch das erwähnte Gerät gelenkt, beziehungsweise gehemmt werden (6), (7).

Diese Apparatur besteht aus einer gepolsterten Kinnkappe, die über elastische Züge an den gegenüberliegenden Kopfteilen (Kappe oder Gurte) befestigt wird. Das Band wird am Hinterkopf als Abstützung genutzt. Somit ergibt sich sowohl ein kranialer als auch ein dorsaler Zug, wodurch der Prognathie des Unterkiefers entgegengewirkt werden kann. Die Erfolgsaussichten sind umso höher, je früher die Therapie begonnen wird und je größer die Compliance des Patienten/der Patientin ist, da längere Tragezeiten pro Tag zu besseren Ergebnissen führen. Empfohlen wird der Beginn der Therapie ab dem vierten Lebensjahr (1). Durch den elastischen Zug an der Kinnkappe wird ein Druck mit einer Kraft von 5-10 Newton auf das Kinn ausgeübt (7).

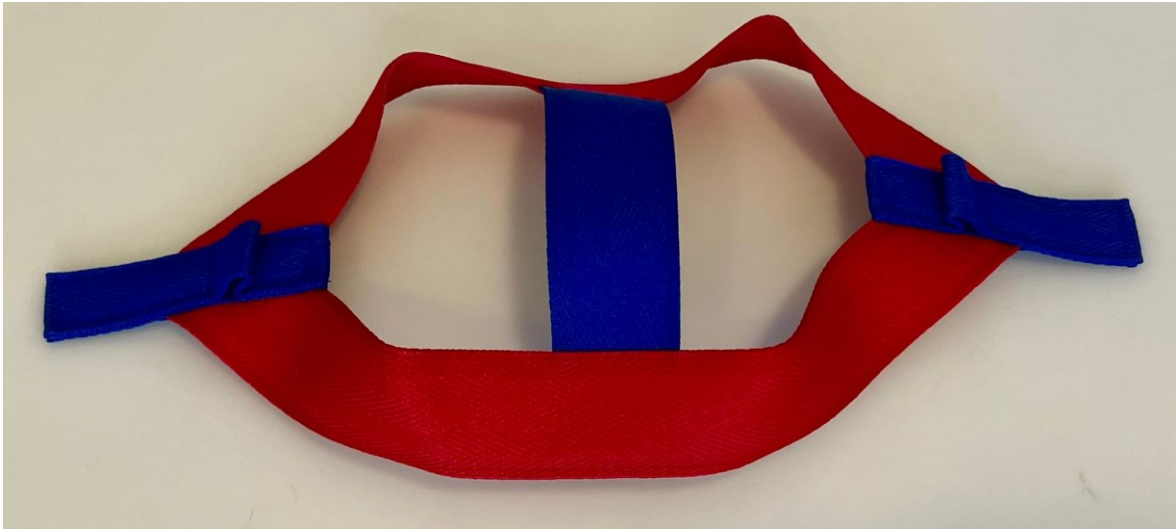
Anhand von Dellen im Bereich der Schädelbasis kann man erkennen, ob die Mitarbeit des Patienten/der Patientin adäquat ist. Diese Dellen sind innerhalb von 4-6 Monaten durch das weitere Wachstum reversibel (8), (9),



**ABBILDUNG 5 (TIGER DENTAL, PROGENIE KOPF-KINNKAPPENSET)**



**ABBILDUNG 6 (TIGER DENTAL, PROGENIE KOPF/-KINNKAPPENSET)**



**ABBILDUNG 7 TRÄGERBAND DER PROGENIE KOPF-KINNKAPPE**

### 1.2.2 Die vertikale Kopf-Kinn-Kappe

Zeigt sich schon im frühen Alter eine vertikale Wachstumstendenz mit einem zusätzlich offenen Biss, kann dies bereits interzeptiv mittels der vertikalen Kopf-Kinn-Kappe therapiert werden (10), (3), (11), (12)

Befindet sich der Patient/die Patientin noch im Wachstum, kann dieses durch Kraftanwendung gehemmt werden. Hierzu wird in der Regel eine Kraft von maximal 800 g (8 N) angewendet (11), (12). Wie auf den nachfolgenden gezeigten Bildern dargestellt, wird bei der vertikalen Kopf-Kinn-Kappe ein rein kranialer Zug ausgeübt und somit nur das vertikale Unterkieferwachstum gebremst. Das Band wird einmal horizontal um den Kopf herum auf Höhe der Stirn mit einer zusätzlichen kranialen Abstützung befestigt. Die Kopfkappe wird mit der Kinnschale entweder über Gummizüge oder mittels Sicherheitsmodulen verbunden (13).

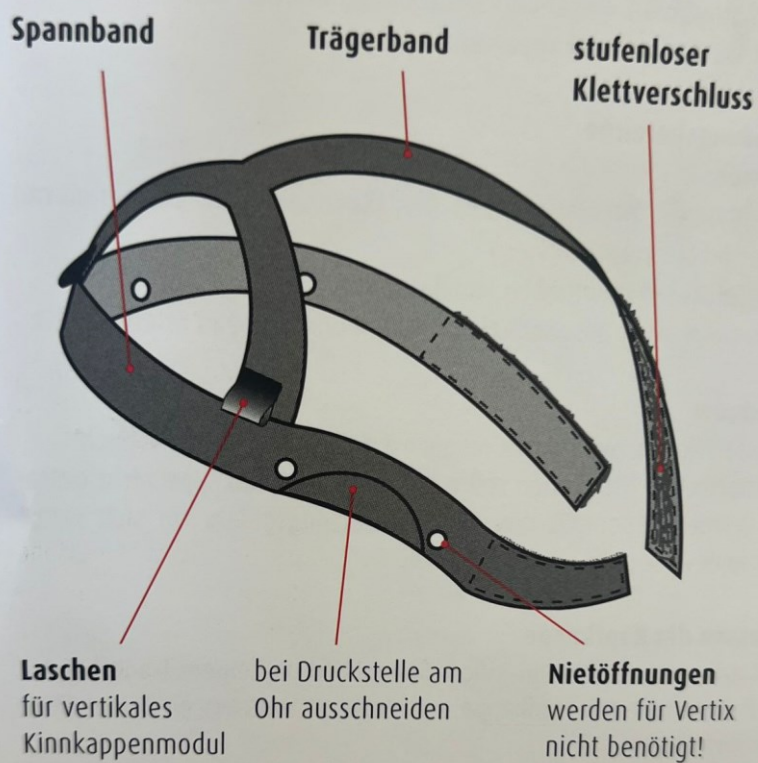


ABBILDUNG 8 VERTIKALE KOPF-/KINNKAPPE (ADENTA)



ABBILDUNG 9 TRÄGERBAND DER VERTIKALEN KOPF-/KINNKAPPE

## Die Bestandteile der Combiquick-Kopfkappe



### **Größen** (Combiquick Kopfkappe)

S / M / L

### **Farbe**

Blau (Combiquick Kopfkappe)

Blau (Module)

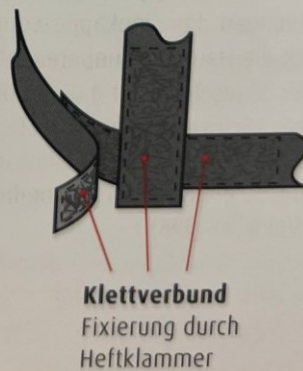


Abbildung 10 Combiquick Kopfkappe; Tiger Dental, vertikale Kopf-/Kinnkappe

### 1.3 Unterschied zwischen normaler KKK und vertikaler KKK

Während sich der Kopfteil der vertikale Kopfkinnkappe nur kranial abstützt, ergibt sich bei der Kappe mit Schrägzug ein dorsokranieller Zug, der der entstehenden Progenie entgegenwirkt (14).

Bei dem folgenden Bild wird links eine Kinnkappe mit langem Arm gezeigt, welche für die vertikale Kopf-Kinn-Kappe genutzt wird. Rechts sieht man eine Kinnkappe mit kürzeren Armen, an welchen der Schrägzug befestigt wird.



ABBILDUNG 11 KINNKAPPE MIT LANGEN UND KURZEN ARMEN VON OBEN

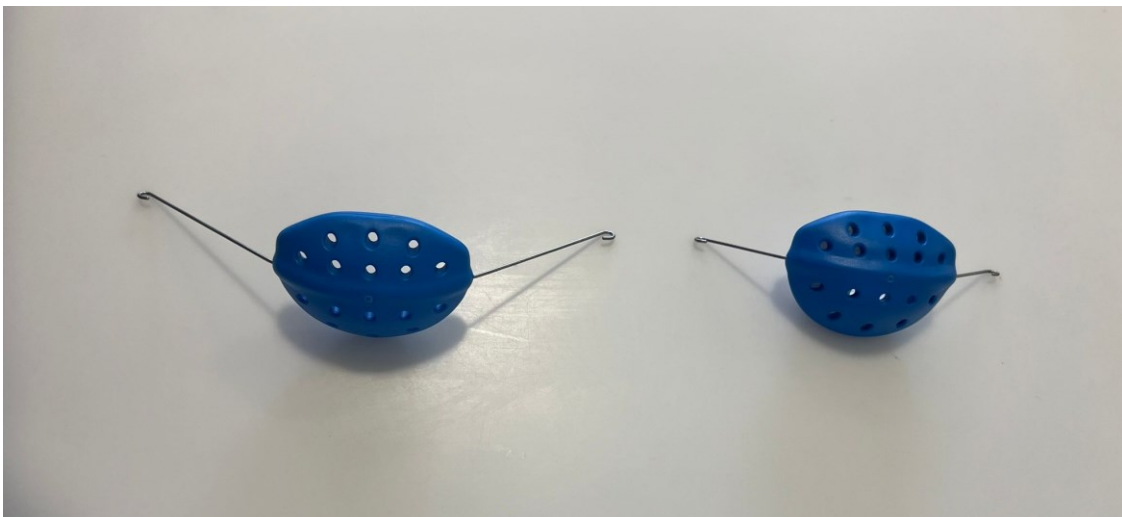


ABBILDUNG 12 KINNKAPPE MIT LANGEN UND KURZEN ARMEN VON VORNE

Die normale Kopfkinnkappe macht bezüglich der Passgenauigkeit keine Probleme, weshalb auf die im Handel erhältliche Konfektionsware zurückgegriffen werden kann. Da die skelettal offenen Bisse mit stärkeren anatomischen Abweichungen assoziiert sind, gibt es immer wieder Probleme bei der Anpassung.

Aus diesem Grund sind individuelle Herstellungen erforderlich. Diese könnten mittels 3D-Fertigung erfolgen, auf die in der Folge näher eingegangen wird.

#### 1.4 Individuelle 3D-Fertigung

Indem das Gesicht des Patienten/der Patientin gescannt wird, können die Kunststoffteile des extraoralen Gerätes wie maßgeschneidert auf das Gesicht hergestellt werden. Durch die bessere Passgenauigkeit können dadurch beispielsweise Druckstellen vermieden werden. Aus erhöhtem Tragekomfort resultiert zumeist eine erhöhte Compliance und daraus ein besseres Ergebnis der Therapie.

Auf der anderen Seite ist durch den perfekten Sitz auch davon auszugehen, dass die therapeutische Wirkung eine Verbesserung zeigen müsste, da die Kraftverteilung effizienter erfolgt.

Da durch den 3D-Scan ein STL-Datensatz des Patientengesichtes vorliegt, ergibt sich daraus auch die logische Konsequenz, den Kunststoffteil der extraoralen Gerätschaft mittels 3D-Druck zu fertigen. Für den 3D-Druck stehen heutzutage schon viele verschiedene Verfahren zur Verfügung. Ein im Zusammenhang mit der Fertigung zahnärztlicher Gerätschaften bewährtes Druckverfahren stellt das Digital Light Processing dar.

#### 1.4.1 Digital Light Processing (DLP)

Es handelt sich hierbei um ein 3D-Druckverfahren, bei dem durch UV-Belichtung flüssiges Kunstharz Schicht für Schicht ausgehärtet wird. Dieses flüssige Harz wird zu Beginn in einen Harztank gefüllt und nach dem individuellen Design des digitalen 3D-Modells, welches zuvor an den Drucker gesendet werden muss, gezielt mithilfe einer Fertigungsplattform, die sich in diesen Behälter absenkt, dieser UV-Lichtquelle ausgesetzt. Dabei kommt es zur Aushärtung und die Plattform bewegt sich wieder nach oben. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis das gesamte designte Modell gedruckt ist (15).

Kürzere Druckzeiten und hohe Detailgenauigkeit und Auflösung sind Vorteile dieser Drucktechnologie. Als Nachteil zeigt sich hier die notwendige Nachbearbeitung. Zum einen, was die Aushärtung betrifft, zum anderen müssen die Stützstrukturen vorsichtig manuell weggeschliffen werden (15).

#### 1.4.2 ASIGA Freeform PRO 2

Der ASIGA Freeform Pro2 Drucker ist ein 3D-Drucker, der auf dem beschriebenen Druckverfahren beruht. Durch die innovative ASIGA's iSAS (intelligent Slide and Separate) Technologie wird eine hohe Druckqualität mit minimalen Stütz-Strukturen ermöglicht (16), (17).

Der zeitgleiche Druck mehrerer Objekte ist möglich, so wie auch der Einsatz unterschiedlicher Materialien. Vor allem durch den HD Beamer mit der Wellenlänge 385nm hat man Zugriff auf alle biokompatiblen optiprint Materialien (16), (17).

Neben der Art des verwendeten Druckermotors, spielt auch die Temperaturkontrolle im Bauraum für die Qualität eine Rolle. Um die Viskosität und Reißfestigkeit zu gewährleisten, ist die vorgeschriebene Mindesttemperatur von 40 Grad vonnöten (16), (17).

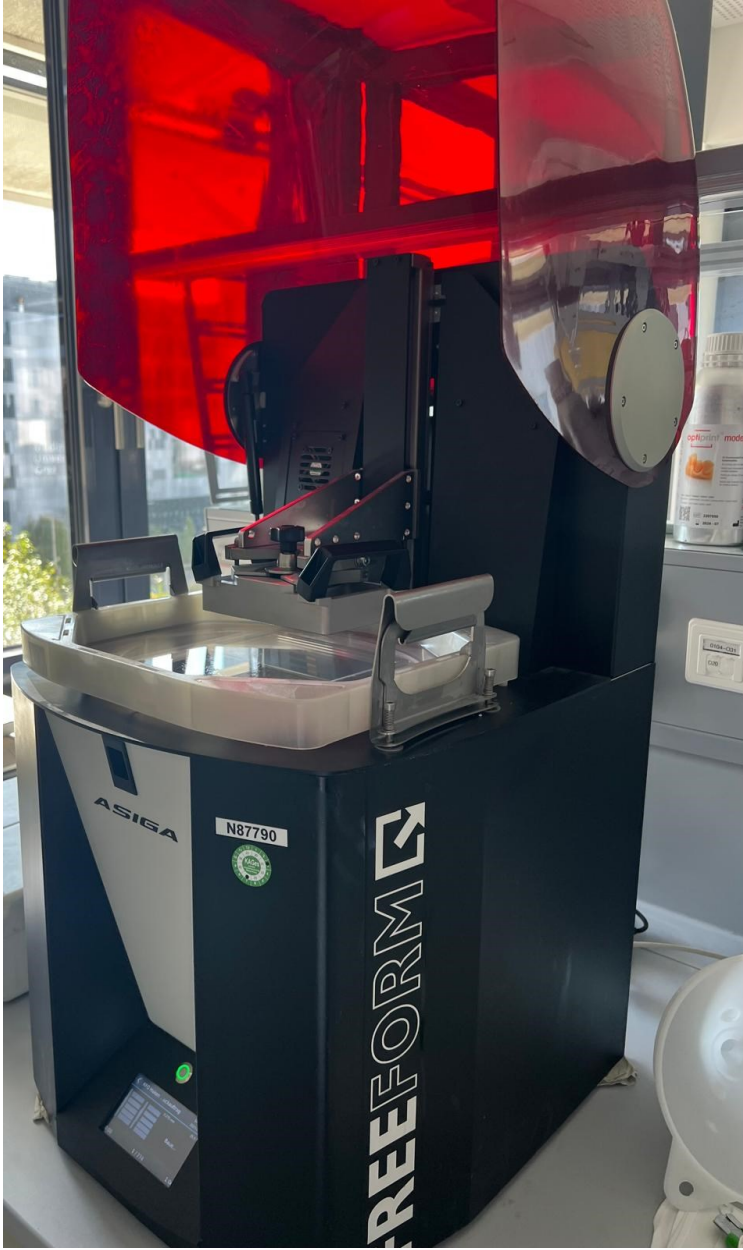


ABBILDUNG 13 ASIGA FREEFORM DRUCKER

### 1.4.3 ASIGA Composer Software

Durch die ASIGA Composer Software wird es ermöglicht den Druckvorgang zu steuern. Die Software ist durch den Erwerb eines ASIGA 3D-Druckers automatisch zugänglich und mit Windows, Mac und Linus kompatibel (18).

Die Stützstrukturen, die bei dem DLP-Druckverfahren auf Stabilitäts- und Qualitätsgründen erforderlich sind, können über die Software entweder automatisch oder auch manuell bestimmt werden (18).

### 1.5 Polymethylmethacrylat (PMMA)

Eines der Materialien, das mittels DLP gedruckt werden kann, ist das PMMA.

#### 1.5.1 Chemische Zusammensetzung und Eigenschaften

Wie der Name schon zu verstehen gibt, wird dieser Kunststoff hergestellt, indem das Monomer Methylmethacrylat polymerisiert wird.

PMMA zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus:

Eigenschaften von PMMA:

- Gute optische Eigenschaften
- Dimensionsstabil
- Härte
- Relativ kratzfest
- Lichtbeständig
- Polierfähig
- Elektrisch isolierend
- Säurebeständig
- Langlebig

(19), (20), (21).

### 1.5.2 Anwendungsgebiete

Aufgrund der genannten Eigenschaften findet Polymethylmethacrylat seit vielen Jahren in den verschiedensten Gebieten, wie im Bauwesen, Elektrotechnik, Automobilindustrie, aber vor allem auch in der Medizin und Zahnmedizin Anwendung. In der Zahnmedizin verwendet man Polymethylmethacrylat beispielsweise für Aufbissschienen, Provisorien oder auch Prothesen (19), (22), (21), (14).

Neben diesen enoralen Applikationen eignet sich dieses Material jedoch auch für extraorale Gerätschaften, wie in dieser Diplomarbeit beschrieben.

### 1.6 SHIMADZU – Universalprüfmaschine



ABBILDUNG 15 SHIMADZU  
PRÜFMASCHINE



ABBILDUNG 14 EINSpannung DER SHIMADZU  
PRÜFMASCHINE

Für die Materialprüfung in dieser in-vitro-Studie wurde die hauseigene „2 Säulen Universalprüfmaschine bis 10kN für die Qualitätssicherung“ der AGS-X-Serie verwendet, weil diese den folgenden Anforderungen entsprochen hat:

- Gleichmäßige langsam steigende Belastung (1mm/min)
- Ausreichende Kraftreserven für das verwendete Material
- Geeignete Messzelle (Kraftabnehmer), für die zu erwartenden Kräfte (bis zu 500 N)

Diese Zugmaschine verfügt über zwei unterschiedliche Messzellen für kleine und große Kräfte (500 N und 10000 N) (23), (24).

#### 1.6.1 Funktion und Anwendungsgebiete

Das verwendete Modell (AGS-10kNX) beträgt eine Breite von 652 mm, eine Tiefe von 520 mm und eine Höhe von 1603 mm. Das Gewicht dieser Maschine liegt bei 85 kg. Der direkte Messteil besteht aus zwei säulenartigen Zugvorrichtungen, die eine Maximalkraft von 10 kN aufbringen können. Die zu überprüfenden Testkörper werden jeweils zwischen den beiden Zugsäulen positioniert und mit der jeweiligen Spannvorrichtung befestigt (23).

Nachdem das Befestigen des zu testenden Werkstoffes erfolgt ist, muss die Sicherheitsabdeckung geschlossen werden, ohne welche die Maschine die Testung dank der sogenannten Interlock-Funktion aus Sicherheitsgründen nicht ausführt. Es handelt sich hierbei um eine vertikal verschiebbare Sicherheitstür.

Die Prüfmaschine ermöglicht Prüfungsgeschwindigkeiten von 0,001 mm/min bis zu 1000 mm/min und besitzt eine Rückfahrgeschwindigkeit von maximal 1500 mm/min. Aufgrund der Kraftaufnehmer der Genauigkeitsklasse 1 oder 0,5, sind sehr genaue Messung möglich (23), (24).

Die Umgebungstemperatur darf zwischen 5 bis 40 Grad und die Feuchtigkeit zwischen 20% bis 80% (nicht kondensiert) liegen (23).

Model		AGS-10kNXD	AGS-20kND	AGS-50kNXD
Capacity		10kN	20kN	50kN
Loading Method		Direct high-precision constant speed strain control method via non-backlash ball-screw drive		Direct, high-precision, constant-rate strain control using nonbacklash precision ballscrew drive
Force Measurement	Accuracy	High-Precision Type (1/500, $\pm 0.5\%$ )	Within $\pm 0.5\%$ indicated test force (at 1/500 to 1/1 load cell rating) Conforms to EN 10002-2 Grade 0.5, ISO 7500-1 Class 0.5, BS 1610 Class 0.5, and ASTM E4, JIS B7721 Class 0.5.*1	
		Standard-Precision Type (1/500, $\pm 1\%$ )	Within $\pm 1\%$ indicated test force (at 1/500 to 1/1 load cell rating) Conforms to EN 10002-2 Grade 1, ISO 7500-1 Class 1, BS 1610 Class 1, and ASTM E4, JIS B7721 Class 1.*1	
	Calibration	Automatic test force calibration: select tensile, compression, or tensile and compression		
Crosshead	Speed Range	0.001 to 1000 mm/min (stepless)	0.001 to 1600 mm/min (stepless)	0.001 to 800 mm/min (stepless)
	Max. Return Speed	1500mm/min	2200mm/min	1100mm/min
Crosshead Speed Accuracy *2		$\pm 0.1\%$		
Crosshead Speed and Permitted Test Force		To load cell capacity across entire speed range		
Crosshead - Table Distance (Tensile stroke) *3		1200mm (760mm, MWG)	1250mm (765mm, MWG)	1210mm (745mm, MWG)
Effective Test Width		425mm		
Crosshead Position Detection	Measurement Method	Optical encoder		
	Display Method	Digital display (display resolution: 0.001 mm)		
	Positional Accuracy	$\pm 0.1\%$ indicated value or $\pm 0.01$ mm, whichever is larger		
Sampling Speed		1000Hz max. *4		
Standard Functions		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Automatic reading of load cell characteristic values</li> <li>- Test force display, stress display, stroke display, position display</li> <li>- External analog output (2 channels)</li> <li>- External analog input (2 channels) *4</li> <li>- External digital input (2 channels) *4</li> <li>- Analog recorder (option) output</li> <li>- Dataletty (option) output *5</li> <li>- Automatic test force / stress control (Autotuning)</li> <li>- Automatic strain control (Autotuning) *4</li> <li>- Test force auto-zeroing</li> <li>- Test force auto-calibration</li> <li>- Break detection, auto-return</li> <li>- Load cell overload detection</li> <li>- Touch-load detection function</li> </ul>		
Accessories		Load cell (with CAL cable), Power cable (2.5 m), turning rod, cable clamps, instruction manual	Load Cell (with CAL cable), Power cable (5 m), turning rod, cable clamps, instruction manual	Load Cell (with CAL cable), Power cable (5 m), turning rod, cable clamps, instruction manual
Dimensions		 W653×D520×H1603mm	 W718×D641×H1633mm	 W718×D641×H1633mm
Weight		85kg	235kg	260kg
Power Requirements		Single phase 100/120/220/240 V AC (switching type) 50/60 Hz 1.2 kVA	Single phase AC200-230V 50/60Hz 4.0kVA	
		Supply voltage fluctuations within $\pm 10\%$ of the set value, D-class (100 $\Omega$ max.) grounding resistance.		
Operating Environment		Temperature: 5 °C to 40 °C; Humidity: 20% to 80% (no condensation) Floor vibrations: frequency 10 Hz max., amplitude 5 $\mu$ m max.		

ABBILDUNG 16 SHIMADZU TECHNISCHE DATEN

## 1.6.2 Die Prüfsoftware

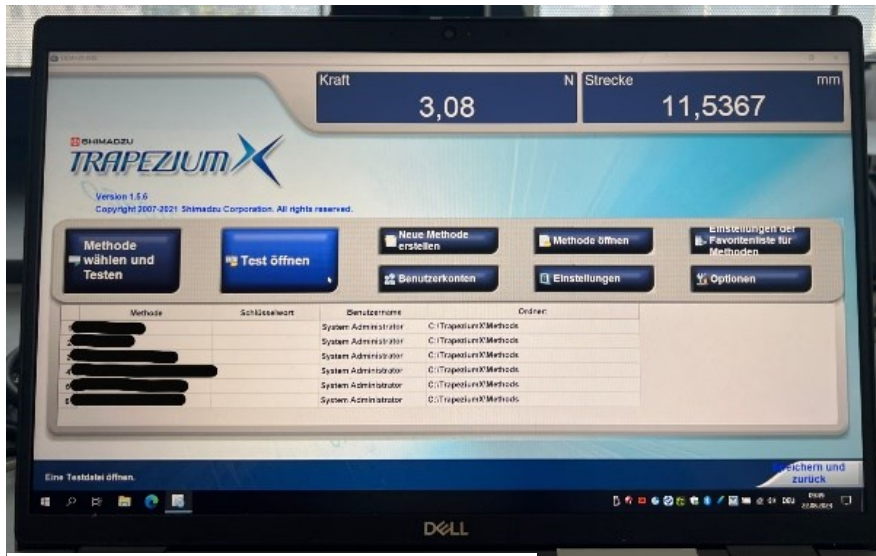
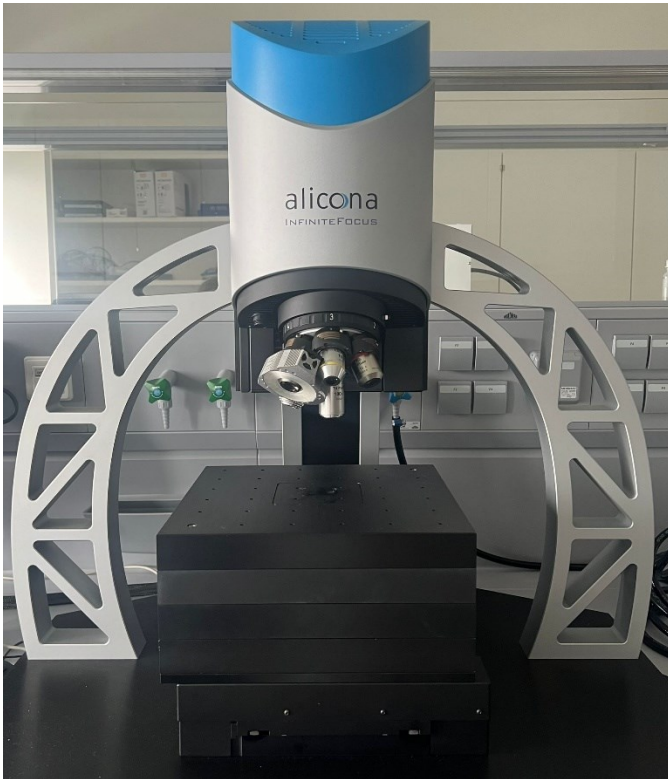


ABBILDUNG 17 PRÜFSOFTWARE TRAPEZIUMX

Die Prüfsoftware TrapeziumX ist eine Software, die von SHIMADZU zur Verfügung gestellt wird. Sie ist auf Windows-Betriebssystemen anwendbar und ist direkt mit der Universalprüfmaschine verbunden, wodurch die gemessenen Werte von der Software selbstständig übertragen und aufgelistet werden. Man kann während des Versuches die aktuellen Werte beobachten. Nach der Durchführung aller Testungen wird am Ende eine Graphik erstellt. Die Kraft wird kontinuierlich gesteigert, bis eine Beschädigung der Testplatten festgestellt werden kann. So wird die Maximalkraft, die auf den Testkörper angewendet werden kann, erhoben (23).

## 1.7 Optisches 3D Messsystem Alicona Infinite Focus



**ABBILDUNG 18 ALICONA MIKROSKOP**

Das optische 3D Messsystem Alicona Infinite Focus wird zur Vermessung von Oberflächen verwendet. Die Messungen bewegen sich vom Makro- bis zum Nanobereich. Es gibt fünf Objektive mit einer 5-, 10-, 20-, 50- und 100-fachen Vergrößerung (25), (26),

Die Oberflächen werden mittels der sogenannten Fokusvariation vermessen. Neben der Oberflächenvermessung können auch Rauheit, Form, Länge und Mikrokoordinaten vermessen werden. Diese optische Technologie ermöglicht die Vermessung von Oberflächen mit einem Flankenwinkel von maximal 87 Grad (26), (27).

Messverfahren	Fokusvariation
Objektive	5x, 10x, 20x, 50x, 100x
<b>Auflösung</b>	
Laterale Auflösung	0,44 $\mu\text{m}$ (bei 100x)
Vertikale Auflösung	10 nm (bei 100x)
Arbeitsabstand	4,5 mm (bei 100x)
Messbare Höhe	4 mm (bei 100x)
Messbarer Flankenwinkel	87°
<b>Probenführung</b>	
Verfahrwege translatorische Achsen:	100 mm
Verfahrweg Rotationsachse:	360°
Verfahrweg Schwenkachse:	90°
Lichtquelle	LED Koaxiallicht, LED Ringlicht mit segmentweiser Ansteuerung des Lichts (24 Segmente)

ABBILDUNG 19 ALICONA TECHNISCHE DATEN (26)

## 1.8 Hintergrund und Ziel dieser in vitro Studie

Extraorale kieferorthopädische Gerätschaften, wie die Delaire-Maske und die Kopf-Kinn-Kappe sind in verschiedenen konfektionierten Größen (small, medium, large) erhältlich. Wie im Kapitel 1.3 beschrieben, wird bei den Kappen zwischen einer vertikalen Variante und einer mit Schrägzug unterschieden.

Unter den Kindern mit besonderen Bedürfnissen finden sich auch Kinder mit verschiedenen Syndromen oder Malformationen, bei denen beispielsweise die Anwendung der konfektionierten Gesichtsmasken und Kinnkappen gar nicht möglich ist, da keine genaue Passung zu erreichen ist. Aus diesem Grund ist es notwendig individualisierte Apparaturen anzufertigen.

Ziel dieser in vitro Studie war es, unterschiedliche Verankerungsteile solcher individuell hergestellten extraoralen kieferorthopädischen Gerätschaften auf ihre mechanische Beschaffenheit zu testen. Im ersten Schritt wurden zwei unterschiedliche Designs entwickelt, die anschließend mittels eines 3D-Druckes hergestellt wurden. Im folgenden Schritt wurden diese auf Zugfestigkeit und Widerstandsfähigkeit getestet. Als Abschluss wurde noch eine kurze mikroskopische Untersuchung der Oberfläche der Bruchstellen durchgeführt, um Rückschlüsse bezüglich der Bruchkanten ziehen zu können.

## 2. Material und Methode

### 2.1 Getestetes Material

Bei dem getesteten Material handelt es sich um das sogenannte „optiprint guide 385“, welches auf der Basis von (Meth-)Acrylaten hergestellt wird und nach DIN EN ISO13485 zertifiziert ist.

Es ist für mehrere Arten des 3D-Druckes, wie Digital Light Processing (DLP), Stereolithographie (SLA), Continuous Liquid Interface Production (CLIP) sowie für Liquid Crystal Display (LCD), geeignet. Es handelt sich um einen additiven Kunststoff, aus dem mit 385 nm Lichtquellen dentale Bestandteile hergestellt werden können. Vorwiegend wird der Kunststoff für die Herstellung von Bohrschablonen verwendet, kann aber auch anderwärtig eingesetzt werden.

Eigenschaften:

- Biokompatibel
- Lichthärtend
- Transparent
- Hohe UV-Stabilität
- Gute Biegefestigkeit
- Gute Zugfestigkeit

(28)



ABBILDUNG 20 OPTIPRINT GUIDE 385

### 2.1.1 Bestandteile

Als Hauptbestandteil wird eine Mischung aus Acrylat- und Methacrylatharzen angegeben. Außerdem sind noch Photoinitiatoren und andere Zusatzstoffe beigemischt. Laut Hersteller wird darauf hingewiesen, dass Hautkontakt mit nichtpolymerisiertem Material zu vermeiden ist, da es zu Unverträglichkeiten kommen kann, was auf Bestandteile von optiprint Harzen zurückzuführen ist (28).

## 2.2 Verschiedene Designs

Vertikale Kinnkappen unterliegen einer Zugbelastung, die vor allem in dem Bereich zu tragen kommt, an dem der aktive Zug ausgeübt wird. Um den Messvorgang in Form einer Zugbelastungstestung durchführen zu können, wurde ein planes Design in Form von rechteckigen Platten gewählt. Es wurden zwei verschiedene Designs entwickelt, die die zugbelasteten Abschnitte dieser individuell angefertigten extraoralen kieferorthopädischen Geräte simulieren.

### 2.1.1 Erstes Design: Das Langloch

Bei dem ersten Design wurde ein sogenanntes Langloch in die Platten integriert. Die rechteckigen Platten wurden mit einer Breite von 24 mm, einer Länge von 50 mm und einer Tiefe von 3 mm in dem ‚Composer‘ Software Programm von Asiga konzipiert. An einer der beiden kürzeren Seiten wurden die Kanten leicht abgerundet. Auf derselben Seite wurde ein längliches rechteckiges Loch („Langloch“) in der Platte geplant, wobei der obere Abstand von der Randfläche 5mm und der seitliche Abstand 3mm betrug. Dieses Loch wurde mit einer Länge von 18mm und einer Höhe von 3mm designt.

Diese Ausmaße wurden gewählt, um Gurtmaterial durch die Löcher durchziehen zu können – sowohl für die Testung als auch für den späteren klinischen Gebrauch.

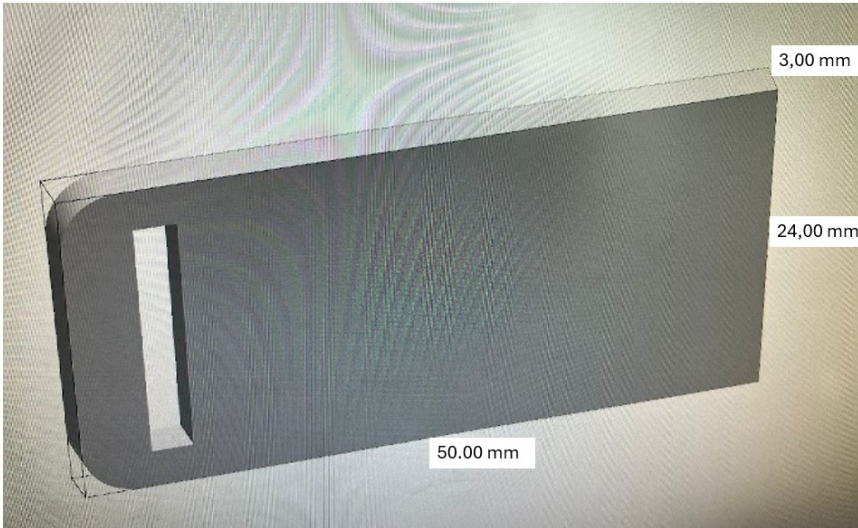


ABBILDUNG 22 DESIGN LANGLOCH IN DER COMPOSER SOFTWARE

Langloch  
  
 Zugbelastung

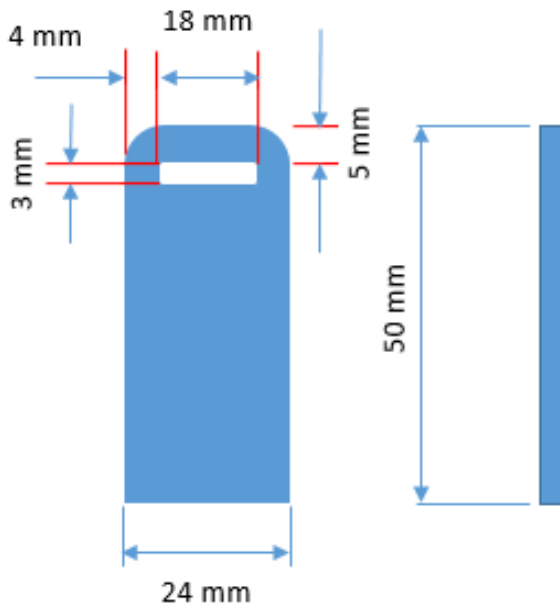
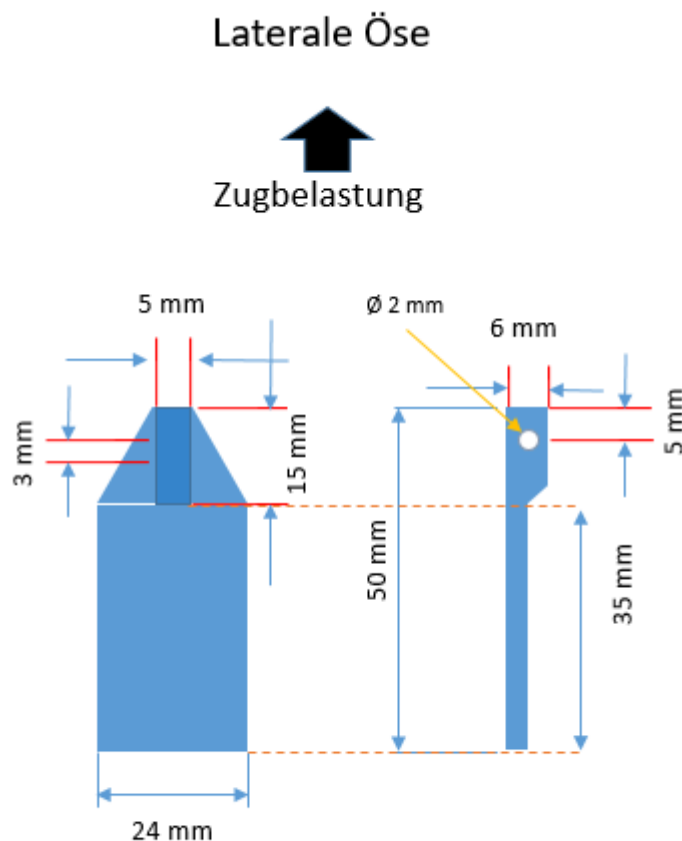


ABBILDUNG 21 LANGLOCH

ABBILDUNG 23 GRAFIK LANGLOCH DESIGN

### 2.1.2 Zweites Design: Laterale Öse

Das zweite Design entspricht in der Grundform einem Sechseck, das 50mm lang ist, wobei die unteren 35mm einen Quader mit den Maßen 35mm mal 24mm mal 3mm darstellen und die oberen 15mm einer gleichschenkligen trapezförmigen Konfiguration entsprechen. Das Trapez besitzt die Maße 24mm mal 18mm mal 18mm mal 5mm. Entlang der Höhe, die zwischen den beiden zueinander parallelen Seiten verläuft, liegt eine viereckige Verdickung von 3mm, welche an der zu der Mitte der Platte zeigenden Seite eine Abflachung von 45 Grad aufweist. Durch diese 3mm verläuft ein laterales Loch mit einem Durchmesser von 2mm. Auch diese Struktur wurde in der ‚Composer‘ Software Programm von Asiga konzipiert.



**ABBILDUNG 24 GRAFIK LATERALE ÖSE**

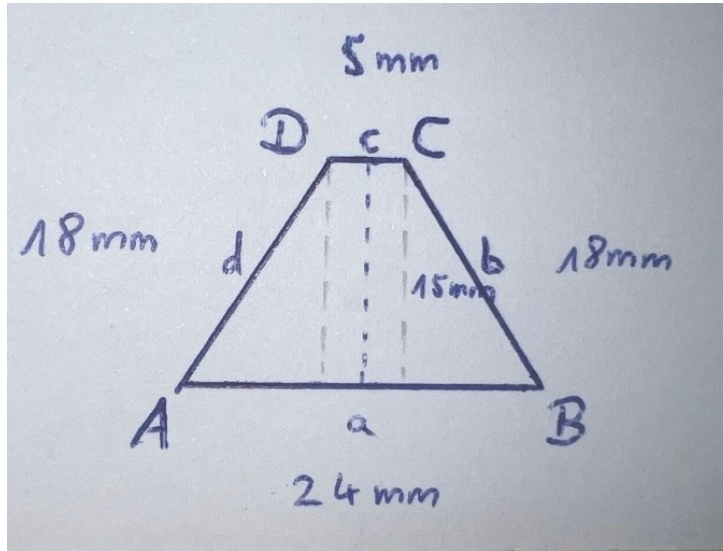


ABBILDUNG 25 MAßE DES TRAPEZES

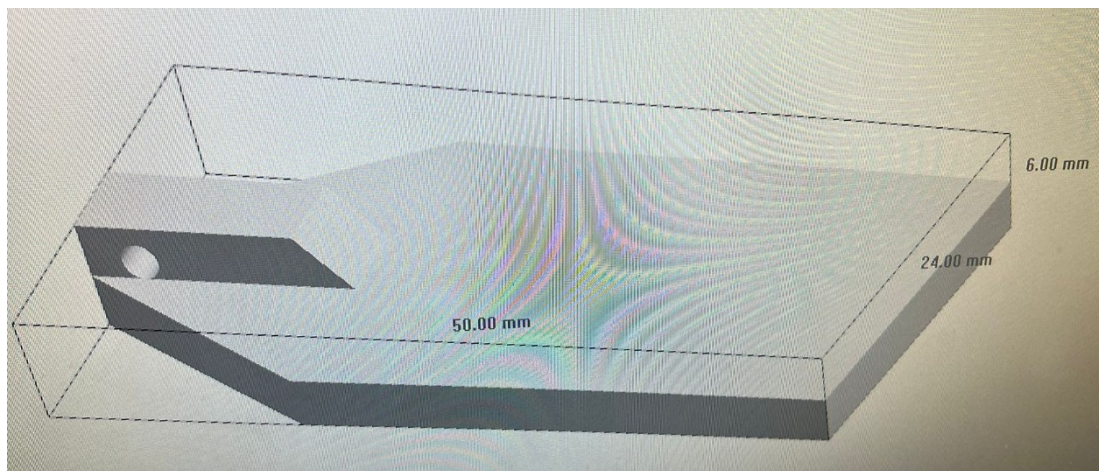


ABBILDUNG 26 DESIGN LATERALE ÖSE IN DER COMPOSER SOFTWARE



ABBILDUNG 27 LATERALE ÖSE VON OBEN

ABBILDUNG 28 LATERALE ÖSE VON OBEN

### 2.1.3 Druckrichtung und Anzahl der gedruckten Platten

Da nach dem angewendeten Digital Light Processing-3D-Druckvorgang einzelne Schichten des Kunststoffes in einer bestimmten Richtung aneinander liegen, könnte dies einen Einfluss auf die Belastbarkeit der Platten ausüben und daraus folgend Unterschiede bei der Zugbelastung ergeben. Aus diesem Grund wurden die zwei Designs jeweils in 2 Richtungen gedruckt.

Es wurden die 30 Platten des Designs „Langloch“, welche parallel zur Zugrichtung gedruckt wurden und 30 Platten desselben Designs, welche senkrecht zur Zugrichtung gedruckt wurden, getestet. Anschließend wurden die restlichen 60 Platten des Designs „Laterale Öse“ in die Universalprüfmaschine eingespannt und auf Zugbelastung geprüft.

Da diese ebenfalls in 2 Druckrichtungen gedruckt wurden, ergaben sich in Summe 120 Testungen.

	Parallel zur Zugrichtung	Senkrecht zur Zugrichtung	Gesamt
Langloch	30	30	60
Laterale Öse	30	30	60
Gesamt	60	60	120

TABELLE 1 TESTUNGEN

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Herstellungsverfahren der Platten

#### Verwendeter Drucker

Obwohl das oben beschriebene Material auch für andere Drucker geeignet ist, haben wir uns in der vorliegenden Arbeit für den ASIGA Freeform PRO2 3D-Drucker entschieden, weil dieser auf der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits zur Verfügung steht (Genauere Beschreibung des Druckers und des Druckverfahrens siehe Kapitel 1.5).

#### Druckvorbereitungen

Nachdem zunächst das Design fertiggestellt und in einer STL-Datei abgespeichert wurde, konnte diese mithilfe der Software „Asiga Composer“ verarbeitet und modifiziert werden. Als Schichtdicke von 0,050 µm verwendet.

DLP ist ein 3D-Druckverfahren, bei dem ein Supportmaterial im Sinne von Unterstützungsstrukturen vonnöten ist, welches nach der Fertigstellung manuell zu entfernen ist. Diese sogenannten „supports“ dienen der Abstützung von vor allem überhängenden Strukturen. Bei dem DLP-Druckverfahren bestehen diese Unterstützungsstrukturen aus demselben Modellmaterial.

Nach Platzierung der Supports mit Hilfe der Software und Einstellung der Werte, kann der Druckvorgang in der Regel gestartet werden. Vor dem Druck muss das Material zunächst geschüttelt und dann sorgfältig in das Tray des 3D-Druckers aufgefüllt werden, ohne dass eine Blasenbildung entsteht. Eine

Verarbeitungstemperatur von 23° bis 40° sollte hierbei eingehalten werden. Die Druckdauer variiert je nach Höhe, Schichtstärke und Belichtungszeit der zu druckenden Objekte (16).

Für die 120 Platten wurden 3 Druckdurchgänge benötigt, wobei pro Durchgang zwei bis vier Platten aufgrund von Fehlern oder Mängel erneut gedruckt werden mussten. Nach Beendigung des Druckvorganges ist eine Abtropfzeit von circa 5 Minuten und anschließend eine sofortige Nachbehandlung empfehlenswert.

Als Nächstes folgte die Reinigung der Platten im Ultraschallbad mittels Isopropanolum für circa 10 Minuten. Da nach dem Ultraschallbad oft flüssige Harzreste übrig bleiben, bedürfen die Werkstücke einer zusätzlichen Reinigung, bevor sie dem Nachhärten zugeführt werden (18).



ABBILDUNG 29 ULTRASCHALLBAD

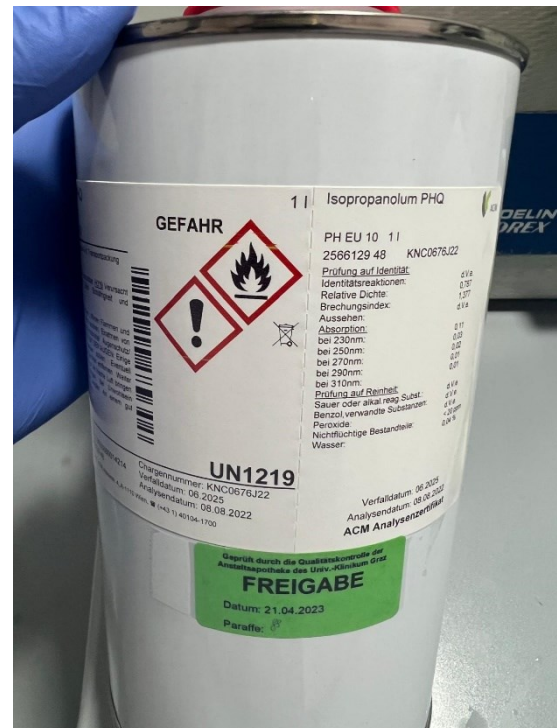


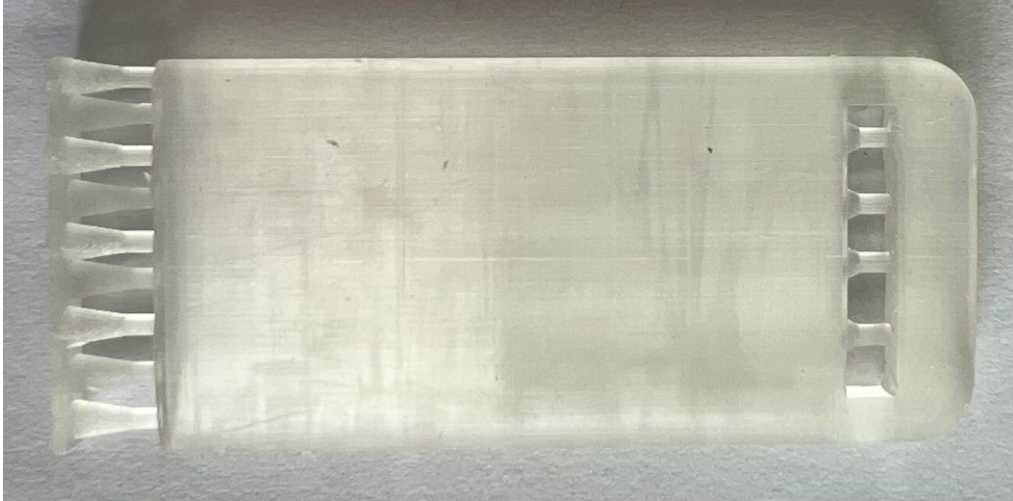
ABBILDUNG 30 ISOPROPANOLUM

Dies erfolgte mit dem Otoflash G171 Polymerisationsgerät (Blitzlichtgerät mit Schutzgasvorrichtung). Dieses Gerät ist für alle lichthärtenden Materialien mit einer Wellenlänge zwischen 280 nm bis 580 nm geeignet. Das verwendete Material hat eine Wellenlänge von 385 nm. Das Polymerisationsgerät hat eine Blitzfrequenz von 10 Blitzen pro Sekunde. Die Plättchen wurden jeweils von beiden Seiten mit 2000 Blitzen polymerisiert. Durch eine bestimmte Schutzgasvorrichtung wird durch Zugabe von Stickstoff die Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert. Dadurch muss die Inhibitionsschicht nicht mehr entfernt werden und die Platten härten vollständig klebefrei aus (29).

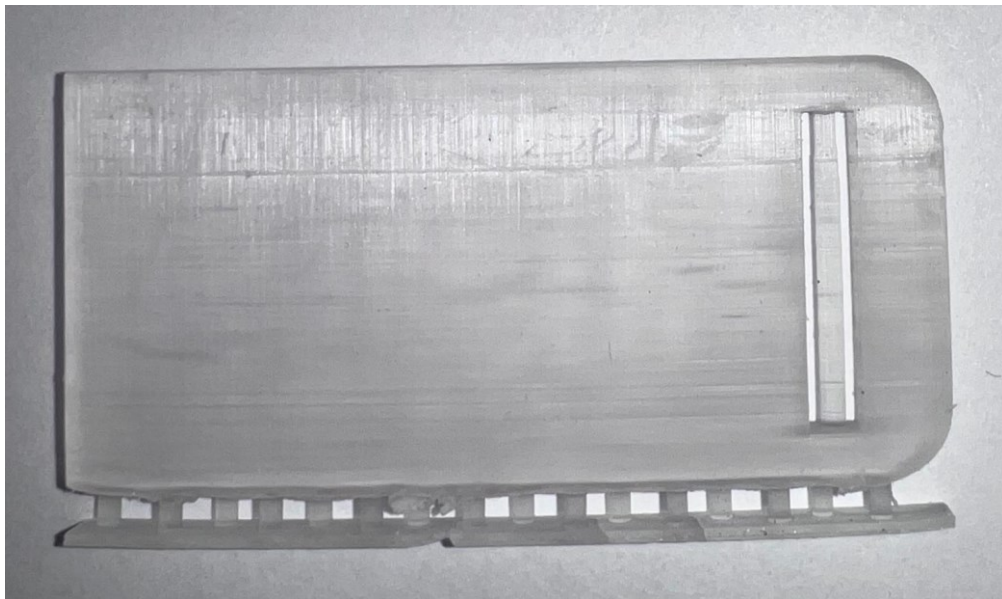


ABBILDUNG 31 POLYMERISATIONSGERÄT OTOFLASH G171

Der letzte Schritt vor den Zugversuchen, war die Ausarbeitung der Platten. Hierzu wurden mit unterschiedlichen Aufsätzen die Supports weggefräst beziehungsweise die Platten glatt poliert (30).



**ABBILDUNG 32** LANGLOCH SENKRECHT GEDRUCKT MIT SUPPORTS



**ABBILDUNG 33** LANGLOCH PARALLEL GEDRUCKT MIT SUPPORTS

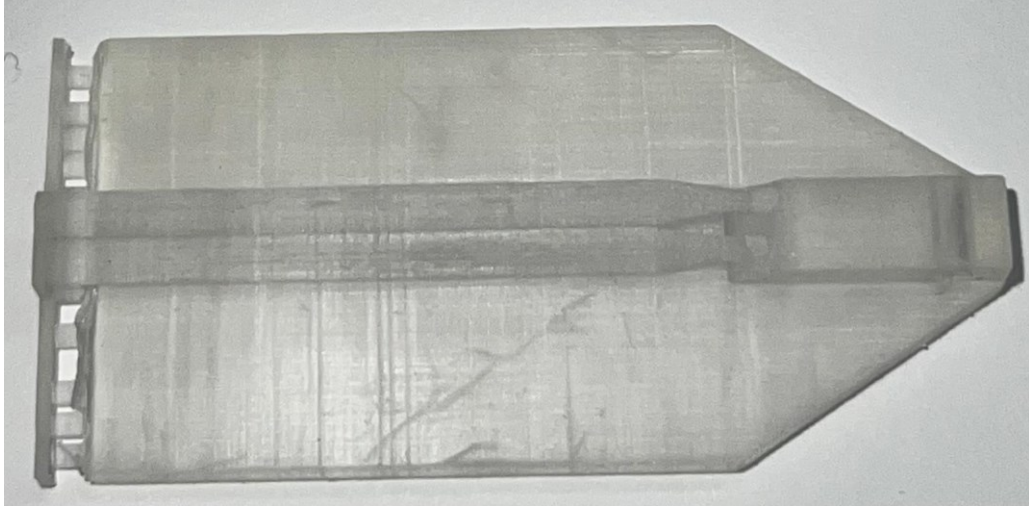


ABBILDUNG 35 LATERALE ÖSE SENKRECHT GEDRUCKT MIT SUPPORTS

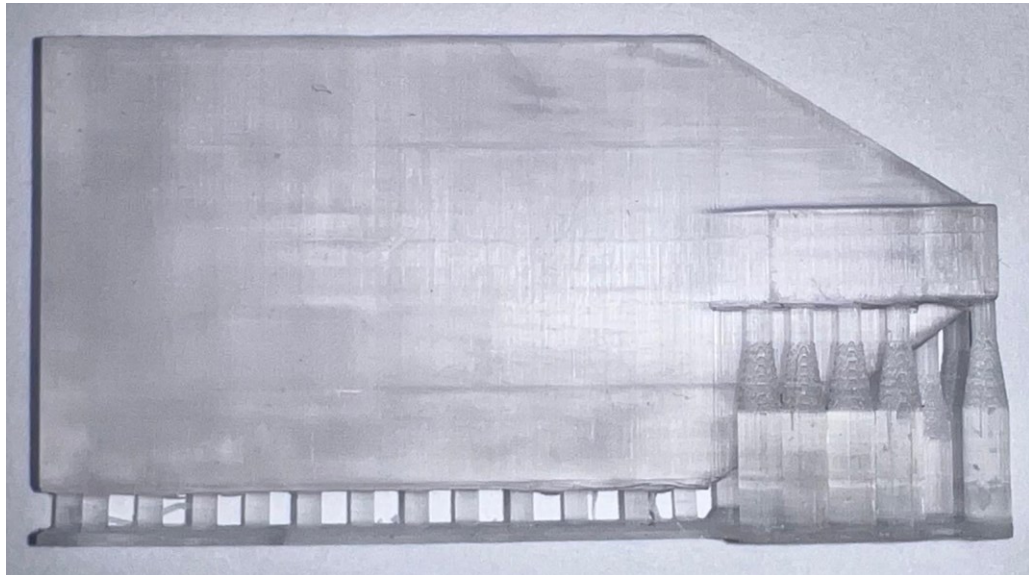


ABBILDUNG 34 LATERALE ÖSE PARALLEL GEDRUCKT MIT SUPPORTS

## 2.2.2 Prüfmethode

### 2.2.2.1 Materialprüftechnik

Nachdem das Design und die Herstellung der Platten erfolgt ist, wurden Versuche durchgeführt, um die Zugfestigkeit der Exemplare zu erheben. Hierzu kam die in der Einleitung beschriebene Universalprüfmaschine SHIMADZU (siehe Kapitel 1.8) zum Einsatz.

### 2.2.2.2 Versuche

#### **1 Langloch**

Bei den Platten mit dem Langloch von 18mm wurde als kraftübertragender Teil ein Klettverschlussband aus Polyester verwendet. Dieses war 1mm dick und 16mm breit. Das Klettverschlussband wurde durch das Langloch hindurchgezogen und an beiden Enden miteinander verbunden. Die Platten wurden jeweils in den Einspannvorrichtungen der Universalprüfmaschine positioniert. Vor jedem Versuchsbeginn musste die Maschine kalibriert werden. Anschließend konnte mithilfe der Software TrapeziumX der Firma SHIMADZU der Messvorgang gestartet werden. Hierzu hat die Universalprüfmaschine durch kontinuierliche Entfernung des Zugbalkens von der Basis mit einer Geschwindigkeit von 1mm pro Minute eine Zugkraft aufgebaut und auf das Werkstück übertragen. Dies wurde so lange fortgeführt, bis es zum Bruch der Platten kam.

#### **2 Laterale Öse**

Für die Zugversuche mit der lateralen Öse wurde ein 1,5mm dicker Draht, der zu einer Lasche gebogen wurde, durch das Loch mit einem Durchmesser von 2mm hindurchgefädelt. Dies wurde ähnlich wie bei dem ersten Testobjekt in die Maschine eingespannt. Hier wurde ebenso eine Zugkraft angewandt, bis es zur Beschädigung dieser Platten kam.

In der Praxis werden allerdings als Kraftüberträger Elastics verwendet, welche von dem Patienten/von der Patientin beziehungsweise von den Erziehungsberechtigten selbstständig ausgetauscht werden.

Hätte man die Zugversuche mit den Gummizügen durchgeführt, wäre es höchstwahrscheinlich zuerst zu einer Beschädigung derselben gekommen. Aus diesem Grund wurde der Draht als Alternative für den Kraftüberträger eingesetzt, um ausschließlich die Belastbarkeit der jeweiligen Platten beurteilen zu können.

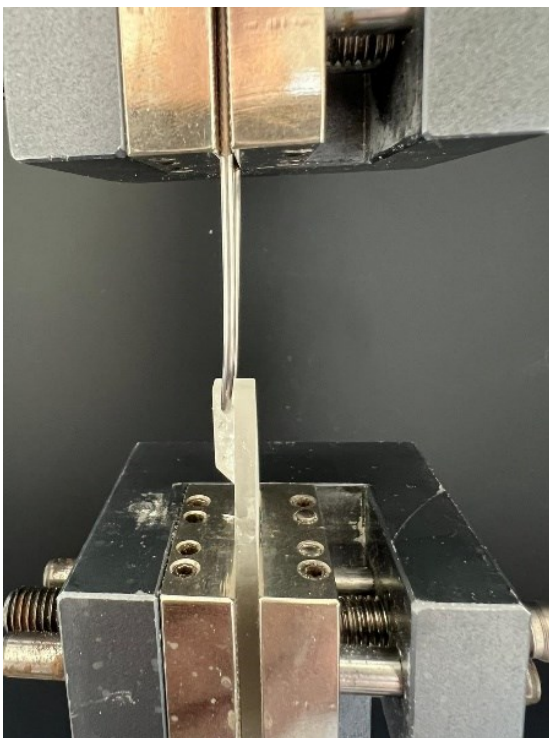


ABBILDUNG 37 SHIMATZU LATERALE ÖSE 2



ABBILDUNG 36 SHIMATZU LATERALE ÖSE 1



ABBILDUNG 38 SHIMATZU LANGLOCH 1

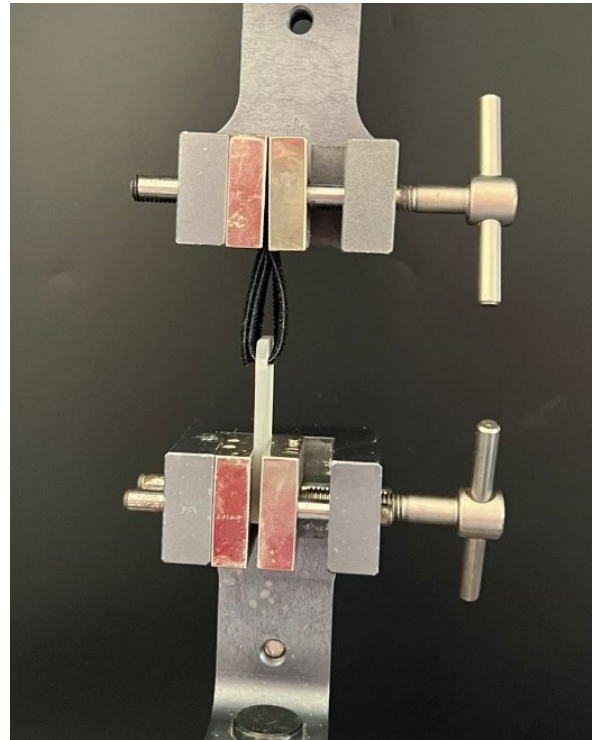


ABBILDUNG 39 SHIMATZU LANGLOCH 2

### **Weiterführende Untersuchung**

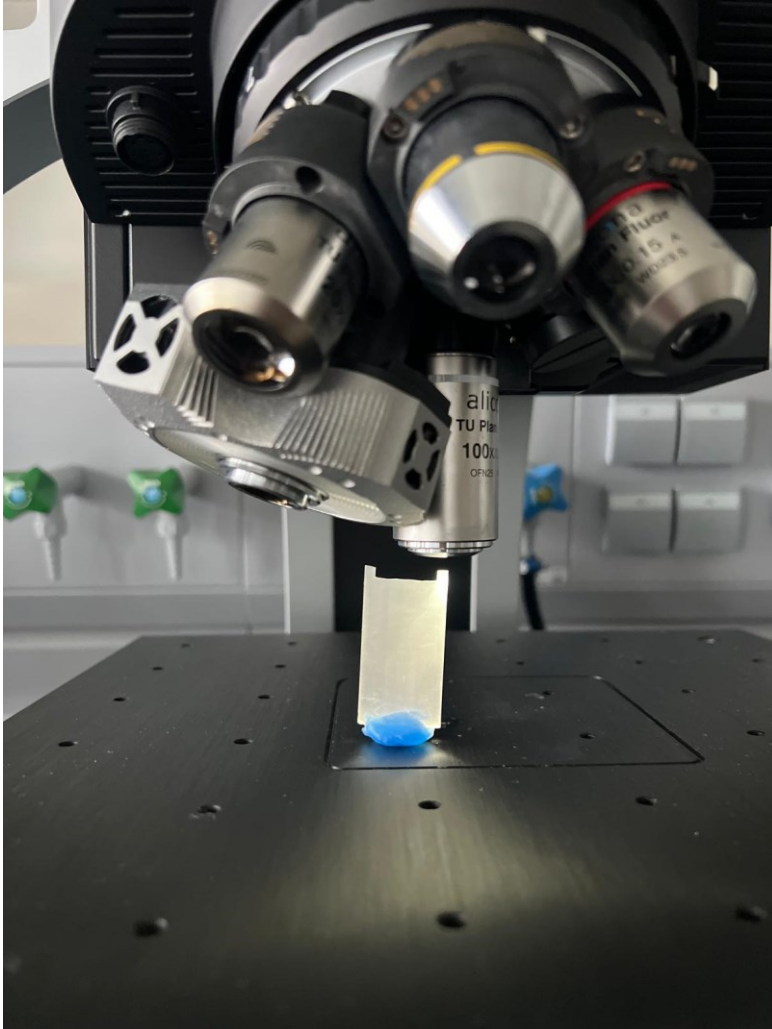
Aufgrund der Ergebnisse, insbesondere in Bezug auf die Druckrichtung, wurde im Anschluss entschieden, eine Oberflächendarstellung der Bruchstellen durchzuführen. Hierzu wurde das in der Universitätsklinik zur Verfügung stehende Alicona Infinite Focus Rauigkeits- und Formmessgerät verwendet.

Die Bruchstellen wurden jeweils mit einem 5- und 100-fachen Objektiv abgebildet. Hierbei war die Oberfläche der Bruchstelle senkrecht zur Lichtachse. Mit einer Belichtungszeit von 2,709 ms, einem Kontrast und einer Sättigung von 1 wurden Einzelbildaufnahmen mittels koaxialer Beleuchtung gemacht. Der Scanbereich wurde festgelegt, indem die oberste und die unterste Grenze markiert wurde.

Bei der verwendeten Software handelt es sich um die MeasureSuite – Version 5.3.5 (31).

Es konnten keine ausschlaggebenden Unterschiede zwischen den Druckausrichtungen gefunden werden. Laut Oberflächenanalyse kann davon

ausgegangen werden, dass sich die Schichten so verbunden haben, dass die Druckrichtung keine Auswirkung auf die Qualität hat.



**ABBILDUNG 40 POSITIONIERUNG DER PLATTE IM MIKROSKOP**

### 3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse tabellarisch und als Boxplot dargestellt.

Vor der genauen Beschreibung der Ergebnisse, sollte der Vollständigkeit halber, erwähnt werden, dass jene Plättchen, die beim 3D-Druck Fehler gezeigt haben, wie zum Beispiel sichtbare Luftlöcher oder fehlende Supports, ausgesondert und der Vermessung nicht zugeführt wurden.

	N	Min	Max	Mittelwert	Stabw.
Langloch parallel	30	97,3	197,5	145,0	24,0
Langloch senkrecht	30	89,2	151,3	115,3	16,6
Laterale Öse parallel	30	146,8	395,7	283,0	57,8
Laterale Öse senkrecht	30	190,0	390,5	320,3	51,9

TABELLE 2 ERGEBNISSE TABELLE

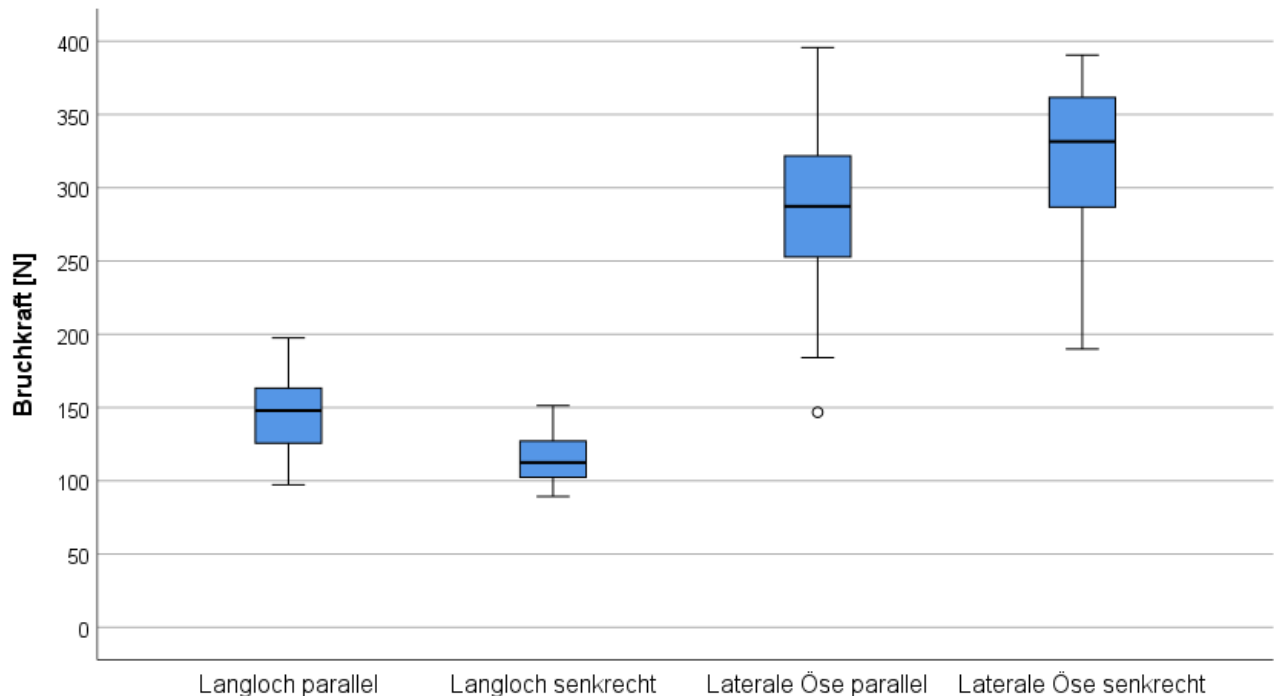
Bei den *Langloch-Plättchen*, die parallel zur Zugrichtung gedruckt wurden, zeigten die Ergebnisse eine minimale Zugfestigkeit von 97,3 Newton und eine maximale Zugfestigkeit von 197,5 Newton. Der Mittelwert betrug 145,0 Newton mit einer Standardabweichung von 24,0 Newton.

Bei jenen *Langloch-Plättchen*, die senkrecht zur Zugrichtung gedruckt worden sind, wurde eine minimale Zugfestigkeit von 89,2 Newton und eine maximale Zugfestigkeit von 151,3 Newton festgestellt. Der Mittelwert belief sich auf 115,3 Newton, die Standardabweichung betrug 16,6 Newton.

Bei den Plättchen mit *lateraler Öse* die parallel zur Zugrichtung gedruckt wurden, lag der minimale Zugfestigkeitswert bei 146,8 Newton und das Maximum bei 395,7 Newton. Der Mittelwert für diese Gruppe lag bei 283,0 Newton, mit einer Standardabweichung von 57,8 Newton.

Bei den Plättchen mit *lateraler Öse*, die senkrecht zur Zugrichtung gedruckt wurden, zeigte sich eine minimale Zugfestigkeit von 190,0 Newton und eine maximale

Zugfestigkeit von 390,5 Newton. Der Mittelwert für diese Gruppe betrug 320,3 Newton, die Standardabweichung betrug 51,9 Newton.



**ABBILDUNG 41 BOXPLOT BRUCHKRAFT (NEWTON)**

Im Boxplot Diagramm zeigt sich, dass die *Langloch-Plättchen*, die senkrecht zur Zugrichtung gedruckt wurden, die geringsten Bruchkraftwerte zeigten, wohingegen die Plättchen mit der *Lateralen Öse*, die senkrecht zur Zugrichtung gedruckt wurden, die höchsten Bruchkraftwerte aufzeigten.

### Statistischer Vergleich

	Langloch parallel	Langloch senkrecht	Laterale Öse parallel	Laterale Öse senkrecht
Langloch parallel		p=0,033	p<0,001	p<0,001
Langloch senkrecht	p=0,033		p<0,001	p<0,001
Laterale Öse parallel	p<0,001	p<0,001		p=0,004
Laterale Öse senkrecht	p<0,001	p<0,001	p=0,004	

TABELLE 3 STATISTISCHER VERGLEICH

Zum Vergleich der 4 Typen wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse berechnet. Diese zeigt, dass sich alle 4 Typen signifikant voneinander unterscheiden.

In der vorliegenden Tabelle sind die Signifikanzen eines paarweisen Vergleichs angeführt. Je kleiner „p“ ist, desto größer ist der Unterschied zwischen den verglichenen Gruppen.

Zwischen den Druckrichtungen unterscheiden sich die Plättchen knapp signifikant voneinander, wohingegen der Unterschied zwischen den beiden Plättchenformen (Langloch/laterale Öse) hochsignifikant ist.

Ist die Irrtumswahrscheinlichkeit unter 5% ( $p < 0,05$ ), ist ein signifikanter Unterschied vorhanden.

## 4. Diskussion

### 4.1 Das Langloch

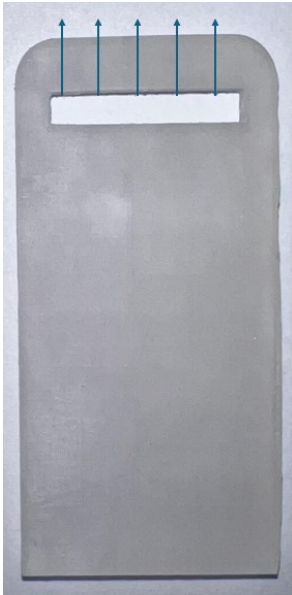


ABBILDUNG 42 LANGLOCH BRUCHRICHTUNG



ABBILDUNG 43 LANGLOCH BRUCHSTELLEN

Bei dem Langloch ist es zwar früher zum Bruch gekommen als bei der lateralen Öse, allerdings beträgt die Zugkraft, die angewendet werden konnte, immer noch nahezu mehr als das 10-fache von der Kraft, die in der Praxis benötigt wird. Ab einer Kraft von 4,5 N erhält man eine skelettale Wirkung. Diese Kraft kann bis zu 8 N erhöht werden (3).

Es zeigt sich eine breite Kraftübertragung, wobei es allerdings nicht zu einer gleichmäßigen Kraftverteilung des Zuges kommt. Dadurch entsteht eine Hebelwirkung, durch die es auf einer der beiden Seiten zu einem Knick kommt.

1. Es ergeben sich immer Qualitätsunterschiede, die vor allem an dünnen Stellen am stärksten zu tragen kommen. Die dünnsten Stellen befinden sich jeweils rechts und links vom Loch.
2. Die Belastung kann nie 100% gleichmäßig verteilt sein.
3. Das Klettverschlussband kann die Kraft nicht gleichmäßig verteilen, weil es nach Positionierung durch die Zuganwendung verrutscht. Zusätzlich muss

angeführt werden, dass diese Bänder nie exakt gleich gewebt sind, was möglicherweise auch zur unterschiedlichen Kraftverteilung führen kann.

Aus drei Gründen nehmen wir an, dass die klinische Applikation vorteilhafter ist:

1. Das Langloch ist vermutlich komfortabler für den Patienten/die Patientin, da es einfacher ist den kraftübertragenden Teil (Klettverschlussband, Elastics) durch das Langloch durchzufädeln (Öffnung 18mm), als durch das wesentlich kleinere Loch der lateralen Öse (2mm).
2. Zusätzlich müsste es durch das flache Design angenehmer beim Tragen und auch beim Schlafen sein.
3. Das Klettverschlussband hat eine sehr weiche und flexible Eigenschaft und würde sich gut am Gesicht der Patienten/der Patientinnen anlegen und für ein angenehmes Tragegefühl sorgen, während es der erfordernten Zugkraft Stand hält und die nötige Kraftausübung ermöglicht.

#### 4.2 Die laterale Öse



ABBILDUNG 44 LATERALE ÖSE BRUCHSTELLE



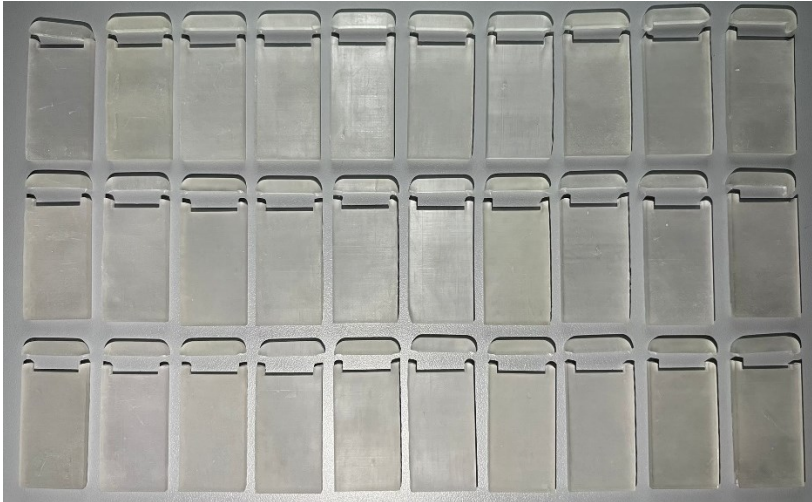
ABBILDUNG 45 LATERALE ÖSE

Wie auf den oben gezeigten Bildern zu erkennen ist, wurde bei der lateralen Öse versucht, den kraftübertragenden Teil vom Gesicht abzuheben. Das Laterale Loch hat einen Durchmesser von 2mm. Diese Variante weist eine erhöhte Grazilität auf, wodurch weniger vom Gesicht des Patienten/der Patientin bedeckt wird, während der vertikale Zug dennoch gegeben ist.

Die Hebelwirkung, die beim Langloch erklärt wurde, gibt es bei der lateralen Öse nicht, was der Grund für die stärkere Robustheit sein dürfte.

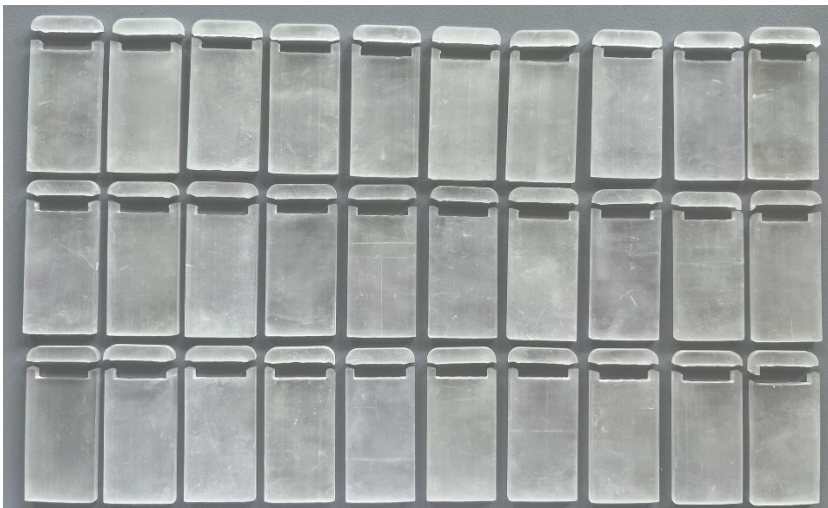
### **Bilder der Platten nach den Zugversuchen**

#### **Langloch parallel**



**ABBILDUNG 46 LANGLOCH PARALLEL GEDRUCKT, BRUCHSTELLEN**

#### **Langloch senkrecht**



**ABBILDUNG 47 LANGLOCH SENKRECHT GEDRUCKT, BRUCHSTELLEN**

### Laterale Öse parallel



**ABBILDUNG 48 LATERALE ÖSE PARALLEL GEDRUCKT, BRUCHSTELLEN**

### Laterale Öse senkrecht



**ABBILDUNG 49 LATERALE ÖSEN SENKRECHT GEDRUCKT, BRUCHSTELLEN**

Auffällig ist, dass es immer an derselben Stelle zum Bruch kam. Dies ist an der Stelle des geringsten Widerstandes der Fall.

### 4.3 Vergleich der zwei Designs

Allgemein lässt sich zeigen, dass das Design der Lateralen Öse widerstandsfähiger ist als das Langloch. Wenn man die Mittelwerte der parallel zur Zugrichtung gedruckten Platten der beiden Designs betrachtet, zeigt sich, dass die Laterale Öse mit circa 138 Newton mehr belastet werden konnte, bis es zum Bruch kam. Bei den senkrecht gedruckten ergab sich ein Unterschied von 205 Newton.

Bei dem Langloch zeigt sich nach dem Vergleich der Mittelwerte der senkrecht und parallel gedruckten Platten ein Unterschied von 30 Newton.

Bei der Lateralen Öse in paralleler Druckrichtung zeigt sich ein Mittelwert von 283 Newton und bei den Platten in senkrechter Druckrichtung zur Zugrichtung ein Mittelwert von 320 Newton. Somit ergibt sich ein Unterschied von 37 Newton.

### 4.4 Mikroskopische Bilder der Bruchstellen und Aussage über die Druckrichtungen

Verwendet wurde hierfür das optische 3D Messgerät Alicona Infinite Focus.

Die Diskussion soll anhand der optischen Erscheinungsbilder abgehandelt werden.

## Langloch parallel

5x Vergrößerung:



ABBILDUNG 50 LANGLOCH PARALLEL 5X VERGR.

100x Vergrößerung:



ABBILDUNG 51 LANGLOCH PARALLEL 100X VERGR.

## Langloch senkrecht:

5x Vergrößerung:



ABBILDUNG 52 LANGLOCH SENKRECHT, 5X VERGR.

100x Vergrößerung:



ABBILDUNG 53 LANGLOCH SENKRECHT, 100X VERGR.

### Laterale Öse parallel:

5x Vergrößerung:



**ABBILDUNG 54 LATERALE ÖSE PARALLEL, 5X VERGR.  
100X VERGR.**

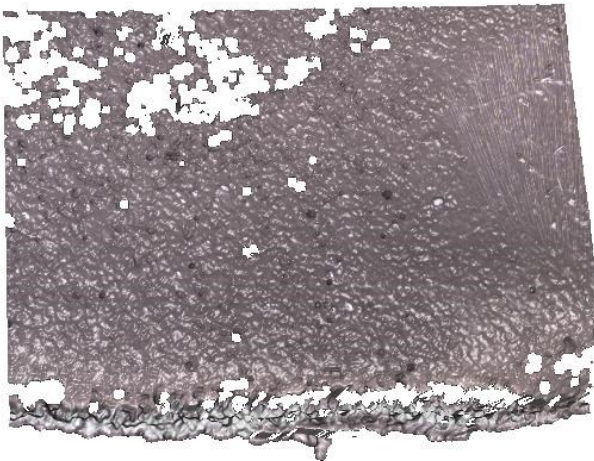
100x Vergrößerung:



**ABBILDUNG 55 LATERALE ÖSE PARALLEL,**

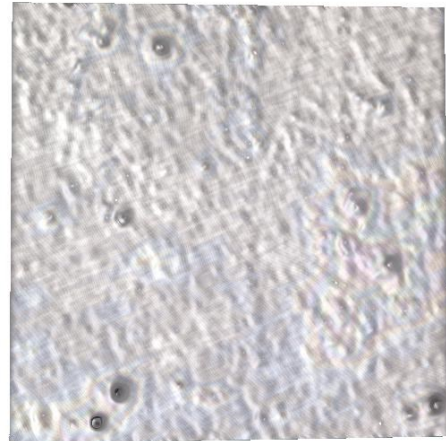
### Laterale Öse senkrecht:

5x Vergrößerung:



**ABBILDUNG 56 LATERALE ÖSE SENKRECHT 5X VERGR.  
100X VERGR.**

100x Vergrößerung:



**ABBILDUNG 57 LATERALE ÖSE SENKRECHT**

Bezüglich der Druckrichtungen konnte kein aussagekräftiger Schluss gezogen werden.

Der Unterschied zwischen den Mittelwerten ist sehr gering, sodass anzunehmen ist, dass die Druckrichtung keinen so entscheidenden Einfluss auf die Qualität der gedruckten Platten hat.

Betrachtet man die mikroskopischen Bilder der Bruchstellen, so lässt sich kein großer Unterschied zwischen den Oberflächen der verschiedenen Platten erkennen.

Die erahnbaren linearen Strukturen deuten eher auf die Richtung des Bruches hin und nicht auf die Richtung der Druckrichtung.

Damit lässt sich erklären, dass die Druckrichtung keinen maßgebenden Einfluss auf die Qualität beziehungsweise auf die Belastbarkeit der Platten hat, da sich die Schichten so gut miteinander verbinden, dass es keinen Unterschied macht, in welche Richtung die Exemplare gedruckt werden.

Diese Erkenntnis bietet mehr Freiheiten während des Druckvorganges. Je nach Design kann man die Druckrichtung beliebig wählen und entscheiden, an welchen Flächen man die Hilfsstrukturen, welche anschließend manuell zu entfernen sind, anbringen möchte.

## 4.6 Ausblick in die Zukunft

Im nächsten Schritt müsste ein praxisorientierter Workflow ausgearbeitet werden. Hierzu muss die 3D Erfassung des Gesichtes standardisierter erfolgen. In Hinblick auf die virtuelle Designausstellung müssen Vergleichsstudien zwischen gängigen Konstruktionsprogrammen durchgeführt werden. Ebenso müssten unterschiedliche Druckverfahren beziehungsweise unterschiedliche Materialien gegenübergestellt werden.

Nachdem die Herstellung 3D-gedruckter individueller extraoraler Gerätschaften erst in Entwicklung ist, sollten in Zukunft vermehrte Studien angedacht werden, damit auch Aussagen über die klinische Anwendbarkeit getätigt werden können.

## 5. Summary

Summa summarum lässt sich sagen, dass beide Designs und beide Druckrichtungen für die individuelle Anfertigung und praktische Anwendung extraoraler kieferorthopädischer Gerätschaften geeignet sind, da jede Variante weitaus mehr Newton ausgehalten hat, als in der extraoralen Kieferorthopädie notwendig wären.

So kann für Patienten/Patientinnen mit Missbildungen, bei welchen keine Passgenauigkeit der konfektionierten medizinischen Gerätschaften gegeben ist, über die individuelle Anfertigung doch eine kieferorthopädische Therapie erfolgen.

Durch den erhöhten Tragecomfort und eventuell auch durch das kinderfreundlichere Design ist mit einer verbesserten Compliance und somit auch mit einem höheren Therapieerfolg zu rechnen.

Mit diesen Ergebnissen wäre es möglich im nächsten Schritt ein dünneres Modell zu designen, da die vorliegende Arbeit gezeigt hat, dass mehr Kraftresistenz vorhanden ist, als vor der Studie angenommen. Deshalb wird davon ausgegangen, dass sowohl die Dicke als auch die Größe reduziert werden kann.

Vorteile eines neuen grazileren Designs mit dünneren Basisplatten:

- verbesserter Tragecomfort für den Patienten/die Patientin
- weniger Kunststoffverbrauch
- Umweltfreundlicher
- kürzere Herstellungszeit am 3D-Drucker.

# Literaturverzeichnis

1. **Droschl, Univ. Prof. H.** *Skriptum der Kieferorthopädie*. Graz : Med. Univ. Graz.
2. **DGKFO.** *Ideale Behandlungszeitpunkte kieferorthopädischer Anomalien*. s.l. : Leitlinien Zahnmedizin, 2021.
3. **A. Wichelhaus, T. Eichenberg, A. Günter.** *Kieferorthopädie-Therapie Band I. Farbatlanten der Zahnmedizin*. s.l. : Thieme, 2017.
4. **Kahl-Nieke, B.** *Einführung in die Kieferorthopädie, Diagnostik, Behandlung, Therapie*. Deutschland : Deutscher Zahnärzte Verlag, 2010.
5. *Apert Syndrom – ein klinischer Fall und die Bedeutung der genetischen Diagnostik*. **T. Pahlitzsch, et al.** 2019, *European Journal of Ultrasound*, S. 01 ff.
6. **Stadlbauer, E.** *Die Auswirkung der Kopf- Kinnkappe auf das*. Graz : Med. Univ. Graz, 2009.
7. *Retrospektive Bewertung von Behandlungen der skelettalen Klasse II mit herausnehmbaren Geräten*. **H. Fischbach, B. Kahl-Nieke.** s.l. : 256, 1995, *Fortschritte der Kieferorthopädie* 56, S. 265 ff.
8. **Dental, Tiger.** *Innovations in orthodontics. Gebrauchsanleitung Vertix vertikales Kopf-/Kinnkappenset*.
9. —. *Innovations in Orthodontics. Gebrauchsanleitung Progenie Kopf-/Kinnkappenset*.
10. **Havranek, Dr. L.** *Kieferorthopädie Baden. Abnehmbare sichtbare Apparaturen*. [Online] <https://www.kieferorthopaedie-baden.ch/Abnehmbare-sichtbare-Apparaturen/Vertikale-Kopf-Kinn-Kappe.htm>.
11. **M. Ehrenfeld, et al.** *Kieferorthopädie. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde*. s.l. : Thieme, 2011.
12. **Diedrich, Peter.** *Praxis der Zahnheilkunde Band 11/1. Kieferorthopädie*. München : Urban und Fischer, 1999.
13. **Dentodont.de.** *Kopf-Kinn-Kappe*. Deutschland : s.n., 2024.
14. **Tigerdental.** *Innovations of Orthodontics*. Österreich : s.n., 2024.
15. **formlabs.** *SLA vs. DLP: 3D-Drucktechnologien für Kunstharze im Vergleich*. [Online] 2024. <https://formlabs.com/de/blog/vergleich-3d-druck-sla-dlp/>.
16. **Asiga.** [www.asiga.com](http://www.asiga.com). *PRO2 Professional Desktop 3D Printer*. [Online] [https://myaccount.asiga.com/media/main/files/PRO2\\_us\\_en.pdf](https://myaccount.asiga.com/media/main/files/PRO2_us_en.pdf).
17. **dentona.** *Offene 3D Drucker*. [Online] [www.dentona.at](http://www.dentona.at).
18. **Asiga.** [www.asiga.com](http://www.asiga.com). *Asiga composer software*. [Online] <https://www.asiga.com/software-composer/>.
19. **Hein, Lutz et al.** *Polymethylmethacrylate. Atlas der Pharmakologie und Toxikologie für Zahnmediziner*. s.l. : Thieme, 2014, S. 329 ff.

20. **REISNEX**. PMMA POLYMETHYLMETHACRYLAT. [Online]  
<https://www.resinex.de/polymertypen/pmma>.
21. **(PMMA), Polymethylmethacrylat**. Technische Kunststoffe - Polymethylmethacrylat (PMMA). [Online] <https://www.kunststoffe.de/a/grundlagenartikel/polymethylmethacrylat-pmma-285618>.
22. **Druck, Einfach 3D**. PMMA Filament. [Online] <https://einfach3ddruck.de/pmma-filament/>.
23. **Shimadzu**. *AGS-X Serie Basishandbuch*. 2017.
24. —. Autograph AGS-X Series. *AUTOGRAPH Table-TOP Precision Universal Tester*. [Online] <https://www.shimadzu.com/an/products/materials-testing/uni-ttm/autograph-ags-x-series/index.html>.
25. **Prüflabor, Decom**. [Decom.de](https://decom.de). *Alicona InifiniteFocus G5*. [Online] <https://decom.de>.
26. **Dortmund, Technische Universität**. 3D Oberflächenmessgerät. *Alicona Infinite Focus G5 mit Advanced Real3D Rotation Unit*. Dortmund : ISF.
27. **Alicona, Bruker**. *Fokus Variation, Form und Rauheitsmessung mit einem System*. Deutschland : Alicona , 2024.
28. *3D-Druckkunststoffe*. **optiprint**. 2021, Gebrauchsinformation.
29. **Liqcreate**. Wie werden SLA/DLP/LCD-gedruckte Objekte nachbearbeitet. [Online] <https://www.liqcreate.com/de/supportarticles/how-to-post-process-sla-dlp-lcd-printed-objects/>.
30. **dentoo**. Otofash G171 Polymerisationsgerät (Blitzlichtgerät mit Schutzgasvorrichtung) für 3D Druck. [Online] <https://dentoo.com/DE/otofash-g171>.
31. **Alicona MeasureSuite Version 5.3.5**. *Handbuch DE*. Deutschland : Alicona, 2019.