

Diplomarbeit

**Belastungstestung 3D-gedruckter „Einzelhaken“
für extraorale kieferorthopädische Gerätschaften
- eine In-vitro-Studie**

eingereicht von

Hannah Marka

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnmedizin

(Drⁱⁿ. 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

Ass.-Prof.ⁱⁿ Dr.ⁱⁿ med. univ. et med. dent. Margit Pichelmayer

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

Graz, am 14.06.2024

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 14.06.2024

Hannah Marka eh.

Danksagung

Zuallererst möchte ich mich ganz herzlich bei meiner Betreuerin Frau Ass.-Prof.ⁱⁿ Dr.ⁱⁿ Margit Pichelmayer, die mich während der Erstellung dieser Arbeit mit ihrer Expertise und ihrem unermüdlichen Engagement zu jeder Zeit unterstützt hat, bedanken. Vielen, vielen Dank für Ihre Bemühung, Geduld und Zeit für die Betreuung dieser Diplomarbeit!

Weiters möchte ich Herrn Erich Häupl für sein fachliches Wissen und seine Unterstützung beim Designprozess, Herrn Philipp Tepesch für die Betreuung beim 3D-Druck, sowie Frau Dipl.-Ing.ⁱⁿ Irene Mischak für die statistische Auswertung meinen Dank aussprechen.

Ein ganz besonderer Dank gebührt meinen Eltern, meinem Bruder Maxi und meinen Großeltern, die mich in allen Phasen des Studiums stets motiviert und unterstützt haben. Danke, dass ihr immer hinter mir steht und ich mich jederzeit auf euch verlassen kann.

Ein riesengroßes Dankeschön gilt auch meinem Freund Sebastian, der mir in zahlreichen Gesprächen als wertvolle Stütze zur Seite stand, mich in stressigen Zeiten erfolgreich aufheiterte und mir stets ein offenes Ohr und eine starke Schulter schenkte.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei meiner Studienkollegin Jana bedanken. Ohne sie wäre das Studium nur halb so schön und lustig gewesen.

Zusammenfassung

Einleitung

Der 3D-Druck kommt in der Zahnheilkunde, einschließlich der Kieferorthopädie, immer häufiger zum Einsatz, da dadurch verschiedene individuelle Anpassungen ermöglicht werden. Der skelettal offene Biss, der zu den vertikalen Anomalien zählt, tritt häufig mit einer rückwärtsgerichteten Unterkieferrotation oder in Verbindung mit syndromalen Erkrankungen auf. Da bei dieser Art der Fehlstellung extraorale kieferorthopädische Geräte ihre Anwendung finden, erleichtert besonders hier eine individuelle Fertigung die Anpassung an veränderte Schädel- und Gesichtsstrukturen.

Aktuell gibt es auf dem österreichischen Markt nur ein konfektionell gefertigtes Gerät, welches das vertikale Wachstum beeinflusst, jedoch oft Passungsprobleme verursacht. Dies kann zu Druckstellen, Hautulzera und Problemen mit angrenzenden anatomischen Strukturen führen. Die kraftübertragenden Teile solcher Geräte können durch den 3D-Druck besser angepasst werden, während die kraftliefernden Teile weiterhin aus dem normalen Dentalhandel stammen. In dieser Diplomarbeit wurde untersucht, welche Haken am besten geeignet sind, um diese Druckfedermodule mit den 3D-gedruckten Teilen zu verbinden.

Material und Methode

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden vier verschiedene Varianten an Einzelhaken (A, B, C, D) mit unterschiedlichen Verstärkungen entworfen und mittels des Zeichenprogramms „Autodesk Fusion 360“ gezeichnet. Danach erfolgte am Asiga Freeform Pro2™ der Zahnklinik Graz der 3D-Druck. Für die entworfenen vier Einzelhakendesigns wurde Polymethylmethacrylat als Kunststoff gewählt, da dieses Material durch seine vorteilhaften Eigenschaften in vielen Bereichen der Zahnmedizin Anwendung findet. Insgesamt wurden pro Design 20 Stück in horizontaler Richtung gedruckt und anschließend nach den Herstellerempfehlungen des Materialproduzenten nachbearbeitet. In einem nächsten Schritt wurden die Haken in einer Universalprüfmaschine der Zahnklinik Graz auf Zugbelastung getestet. Beim Zugversuch wurde so lange eine Kraft angewendet, bis es zum Bruch des Einzelhakenkopfes kam.

Ergebnisse

Anhand der Ergebnisse wurde festgestellt, dass das Einzelhakendesign A der höchsten Zugbelastung (im Durchschnitt: 218,69 N bzw. 22293 g) standhält. Einzelhaken Variante C wies die niedrigste aushaltbare Zugkraft auf (im Durchschnitt: 114,29 N bzw. 11650 g), wobei selbst diese weit über den geforderten 1500 g lag. Die Kraftwerte der Designvarianten B (im Durchschnitt: 166,98 N bzw. 17021 g) und D (im Durchschnitt: 152,69 N bzw. 15565 g) waren ähnlich und befanden sich im Bereich zwischen jenen von A und C. Die Streckgrenze war bei Einzelhakendesign A (1,97 mm), B (1,99 mm) und C (1,99 mm) fast ident, der Einzelhaken D (1,78 mm) wich dagegen minimal ab.

Conclusio

Zusammenfassend ist zu sagen, dass alle vier Designvarianten den geforderten 1500 g (14,71 N) standhalten und somit für extraorale kieferorthopädische Gerätschaften geeignet sind. Aufgrund dessen erweist sich das verwendete Material PMMA wegen seiner vorteilhaften Eigenschaften als sehr geeignet für den 3D-Druck und für die Anwendbarkeit im Zugversuch. In Hinblick auf zukünftige Studien wäre es interessant zu analysieren, ob es bei elastischeren Materialien im Vergleich zu PMMA Unterschiede im Tragekomfort und der Kraftwiderstände gibt.

Abstract

Introduction

3D printing is increasingly being used in dentistry, including orthodontics, as it allows for various individual customizations. Skeletal open bite, classified among vertical anomalies, often occurs with backward mandibular rotation or in conjunction with syndromic diseases. In such cases, extraoral orthodontic devices are used, and individual manufacturing significantly aids in adapting to altered cranial and facial structures. Currently, the Austrian market only offers one prefabricated device that influences vertical growth, but it often causes fitting issues, leading to pressure points, skin ulcers, and problems with adjacent anatomical structures. The force-transmitting parts of such devices can be better adapted through 3D printing, while the force-delivering parts continue to come from standard dental supplies. This thesis examined which hooks are best suited to connect these spring modules with the 3D-printed parts.

Materials and Method

In this thesis, four different variants of single hooks (A, B, C, D) with different reinforcements were designed and drawn using the “Autodesk Fusion 360” design program. They were then 3D printed at the Asiga Freeform Pro2™ of the Graz Dental Clinic. Polymethylmethacrylate (PMMA) was chosen for the four single hook design, due to its advantageous properties find application in many areas of dentistry. A total of 20 pieces per design were printed horizontally and subsequently post-processed according to the material producer's recommendations. After successful production, the hooks were tested for tensile strength using a universal testing machine at the Graz Dental Clinic. During the tensile test, a force was applied until the single hook head broke.

Results

The results showed that single hook design A withstood the highest tensile load (average: 218,69 N or 22293 g). Single hook variant C exhibited the lowest tolerable tensile force (average: 114,29 N or 11650 g), yet it also far exceeded the required 1500g. The force values of design variants B (average: 166,98 N or 17021 g) and D (average: 152,69 N or 15565 g) were similar and fell between those of A and C.

The yield strength was almost identical for single hook designs A (1,97 mm), B (1,99 mm), and C (1,99 mm), whereas single hook D (1,78 mm) deviated minimally.

Conclusion

In summary, all four design variants withstood the required 1500 g (14,71 N) and are therefore suitable for extraoral orthodontic appliances. Consequently, the use of PMMA proves to be very suitable for 3D printing and for applicability in tensile tests due to its advantageous properties. Future studies might explore whether there are differences in wearing comfort and force resistance between more elastic materials compared to PMMA.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	III
Zusammenfassung	IV
Abstract	VI
Abkürzungen und deren Erklärung	X
Abbildungsverzeichnis	XI
Tabellenverzeichnis	XII
1 Einleitung	1
1.1 <i>Die Kieferorthopädie</i>	2
1.2 <i>Kieferorthopädische Malokklusionen</i>	2
1.2.1 <i>Die vertikale Dimension und ihre Anomalien</i>	3
1.3 <i>Der offene Biss</i>	4
1.3.1 <i>Ätiologie</i>	4
1.3.2 <i>Allgemeines zum offenen Biss</i>	5
1.3.3 <i>Der dental offene Biss</i>	7
1.3.4 <i>Der skelettal offene Biss</i>	9
1.4 <i>Skelettal offener Biss in Verbindung mit syndromalen Erkrankungen</i>	15
1.5 <i>Die kieferorthopädische Therapie des skelettal offenen Bisses</i>	16
1.5.1 <i>Extraorale Gerätschaften zur Therapie skelettal offener Bisse</i>	17
1.5.2 <i>Herkömmliche Konfektionsware - Produkt „Vertex“</i>	17
2 Material und Methode	21
2.1 <i>Das Material</i>	21
2.1.1 <i>Kunststoff allgemein</i>	21
2.1.2 <i>Polymethylmethacrylat (PMMA)</i>	21
2.1.3 <i>opti Print 385-Kunststoff</i>	22
2.2 <i>Designentwicklung/-prozess</i>	23
2.2.1 <i>Grundideen für das Design</i>	23
2.2.2 <i>Varianten des Einzelhakens</i>	26
2.2.3 <i>Asiga Freeform PRO 2™</i>	28
2.3 <i>Der 3D-Druck der Designvarianten</i>	29
2.4 <i>Die Universalprüfmaschine</i>	36
2.5 <i>Der Versuchsaufbau</i>	37
3 Datensammlung	40
3.1 <i>Datenaufzeichnung</i>	40
3.2 <i>Datenauswertung</i>	41
3.3 <i>Messdaten</i>	42
3.3.1 <i>Einzelhaken A</i>	42
3.3.2 <i>Einzelhaken B</i>	43
3.3.3 <i>Einzelhaken C</i>	44
3.3.4 <i>Einzelhaken D</i>	45

4	Ergebnisse.....	46
4.1	Ergebnisse der Einzelhaken A.....	47
4.2	Ergebnisse der Einzelhaken B.....	48
4.3	Ergebnisse der Einzelhaken C.....	49
4.4	Ergebnisse der Einzelhaken D.....	50
4.5	Bruchstellen der Einzelhaken	51
5	Diskussion	52
6	Fazit.....	56
7	Literaturverzeichnis	57

Abkürzungen und deren Erklärung

bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Centimeter
3D	dreidimensional
DLP	digital light processing
g	Gramm
kN	Kilonewton
mm	Millimeter
mm/Min	Millimeter pro Minute
N	Newton
OK	Oberkiefer
PMMA	Polymethylmethacrylat
STL	Stereolithographie
UK	Unterkiefer
%	Prozent
<	kleiner als
>	größer als

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Grundeinteilung der Dimensionen mit Anomalien	2
Abbildung 2: Dental offener Biss	6
Abbildung 3: Skelettal offener Biss	6
Abbildung 4: Dental offener Biss im Milchgebiss (Myofunctional Research Co., [07.06.2024])	7
Abbildung 5: Dental offener Biss im Wechselgebiss (Habersack u. Rudzki, [07.06.2024])	7
Abbildung 6: Dental offener Biss im bleibenden Gebiss (Somers, [07.06.2024])	7
Abbildung 7: Skelettal offener Biss (Fotodokumentation Kieferorthopädie Graz)	9
Abbildung 8: Arten der Wachstumstypen	11
Abbildung 9: Vertikale Kopf-Kinnkappe (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024])	18
Abbildung 10: Sicherheitsmodule mit Lochband (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024])	18
Abbildung 11: Sicherheitsmodul der vertikalen Kopf-Kinnkappe	23
Abbildung 12: Grundideen des Designs	24
Abbildung 13: Veranschaulichung der Grundidee am Modellkopf	25
Abbildung 14: Erste Visualisierung des Designs	25
Abbildung 15: Design A	27
Abbildung 16: Design B	27
Abbildung 17: Design C	27
Abbildung 18: Design D	27
Abbildung 19: Virtuelle Druckplattform	29
Abbildung 20: Die Rillen beschreiben die vorgesehene Druckrichtung	30
Abbildung 21: Platzierung von 24 Stück Einzelhaken Design A	30
Abbildung 22: Darstellung der Supportunterstützung (violett)	31
Abbildung 23: Hauseigener 3D-Drucker ASIGA Freeform	32
Abbildung 24: Basisplatten mit Einzelhaken längsseitig auf der Druckplattform	32
Abbildung 25: Polymerisation durch Lichtgerät mit 2000 Blitzlichtschlägen	33
Abbildung 26: Verbundene Basisplatten und Trennung mittels Diamant-Trennscheibe	34
Abbildung 27: Einzelhaken A	35
Abbildung 28: Einzelhaken B	35
Abbildung 29: Einzelhaken C	35
Abbildung 30: Einzelhaken D	35
Abbildung 31: Prüfmaschine Shimadzu AGS-X	36
Abbildung 32: Eingespannter Stahldraht	37
Abbildung 33: Eingespannte Einzelhaken Typ C (links) und D (rechts)	38
Abbildung 34: Beispiel der Speicherung der Ergebnisse in der Trapezium Software anhand des Designs C	40
Abbildung 35: Deskriptive Statistik mit Kennzahlen des Versuches	41
Abbildung 36: Werteverlauf der Einzelhaken A	42
Abbildung 37: Werteverlauf der Einzelhaken B	43
Abbildung 38: Werteverlauf der Einzelhaken C	44
Abbildung 39: Werteverlauf der Einzelhaken D	45
Abbildung 40: Darstellung aller Daten in einem Boxplot	46
Abbildung 41: Darstellung der Box A in violett	47
Abbildung 42: Darstellung der Box B in rot	48
Abbildung 43: Darstellung der Box C in grün	49
Abbildung 44: Darstellung der Box D in gelb	50
Abbildung 45: Bruchstellen der Einzelhaken A-D von links nach rechts	51

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Unterscheidungsmerkmale zwischen dental und skelettal offenem Biss.....</i>	<i>6</i>
<i>Tabelle 2: Beschreibung der anatomischen Veränderungen nach Literatur 1</i>	<i>13</i>
<i>Tabelle 3: Beschreibung der anatomischen Veränderungen nach Literatur 2</i>	<i>14</i>
<i>Tabelle 4: Designvarianten A, B, C, D.....</i>	<i>27</i>
<i>Tabelle 5: Fertig 3D-gedruckte Einzelhaken A-D auf Basisplatten</i>	<i>35</i>

1 Einleitung

Der 3D-Druck ist seit den letzten Jahren ein stetig wachsender Bestandteil der Zahnheilkunde. Auch das Fach Kieferorthopädie nutzt mit seinen extra- und intraoralen Gerätschaften die Möglichkeit des 3D-Druckes immer häufiger. Der Grund liegt darin, dass mittels 3D-Druck leichter individuelle Anfertigungen gemacht werden können.

Bei extraoralen kieferorthopädischen Geräten ist es mit dieser Technik einfacher gewisse Bestandteile optimal an die Schädel- oder Gesichtskonstellationen anzupassen. Dies gilt auch für jene Geräte, die extraoral für die Beeinflussung des Wachstums des Unterkiefers verwendet werden.

Bezieht man sich jetzt unter diesen Geräten auf jenes, das das vertikale Wachstum beeinflusst, so gibt es derzeit nur ein einziges konfektionell gefertigtes auf dem österreichischen Markt. Dieses verursacht vor allem bei Patient*innen mit kraniofazialen Missbildungen aufgrund der oft fehlenden Passgenauigkeit Druckstellen und Hautulzera.

Weiters kommt es aufgrund der unterschiedlichen Gesichtsformen und Größenverhältnisse zu Druck auf benachbarte anatomische Strukturen. Dieser Druck kann kranial Probleme mit der Lippe verursachen, oder kaudal- vor allem bei liegenden Tracheostomata- zur Beeinträchtigung der Atmung führen.

Unabhängig von diesen durch den 3D-Druck besser anpassbaren kraftübertragenden Geräteteilen bleiben die kraftliefernden Teile des Gerätes unverändert. Diese werden nach wie vor beim normalen Dentalhandel bezogen. An der Grazer Kieferorthopädie werden für diesen Zweck Druckfedermodule mit Sicherheitsvorrichtungen verwendet, die mit dem 3D-gedruckten Teil verbunden werden müssen. Diese Verbindung kann zum Beispiel über verschiedene Haken erfolgen. Ziel dieser Diplomarbeit war es festzustellen, welche Haken sich für diesen Zweck am besten eignen.

1.1 Die Kieferorthopädie

Die Kieferorthopädie beschäftigt sich im Wesentlichen mit der Erkennung, der Prävention und der Behandlung von Kiefer- und Zahnfehlstellungen.

Dabei wird zwischen den Begriffen „Eugathie“ und „Dysgnathie“ unterschieden. Das eugnathe Gebiss ist durch eine harmonische Verbindung der Formen und Funktionen anatomischer Strukturen im Bereich des Gebisses und des Gesichts gekennzeichnet. Im Gegensatz dazu beschreibt der Ausdruck „Dysgnathie“ jegliche Abweichungen in den orofazialen Strukturen, sei es morphologisch oder funktionell (Kahl-Nieke, 2017).

1.2 Kieferorthopädische Malokklusionen

In der Kieferorthopädie werden verschiedenste Arten von Zahnfehlstellungen und Abweichungen in der Bisslage anhand ihrer dreidimensionalen Ausrichtung, in der sagittalen, in der transversalen und in der vertikalen Achse, beschrieben. Dysgnathien (Kieferfehlstellungen) können einerseits nach ihrer morphologischen Form oder andererseits nach ihren Entwicklungsaspekten eingeteilt werden (Nötzel and Schultz, 2008).

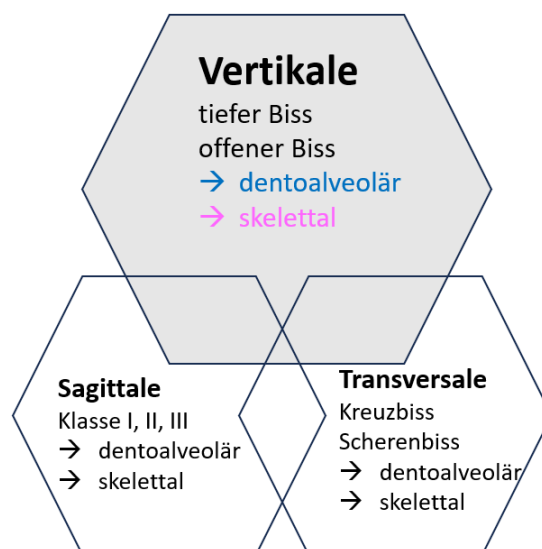


Abbildung 1: Grundeinteilung der Dimensionen mit Anomalien

Da sich diese Diplomarbeit auf die vertikale Dimension und ihre Anomalien bezieht, wird auf diese genauer eingegangen.

1.2.1 Die vertikale Dimension und ihre Anomalien

In der vertikalen Dimension lassen sich grundsätzlich Abweichungen, die okklusionsbedingt oder skelettal bedingt sein können, unterscheiden (Nötzel and Schultz, 2008; Kahl-Nieke, 2017).

Je nach Positionierung der Kieferbasen und je nach Ausprägung der Alveolarfortsätze kann zwischen tiefen oder offenen Bissen differenziert werden (Riemekasten, 2019).

Ein tiefer Biss ist durch eine erhöhte vertikale Frontzahnüberlappung gekennzeichnet. Dies kann einerseits zu funktionellen Problemen führen, aber andererseits auch zu traumatisch bedingten Einbissen im Bereich der Front.

Das genaue Gegenteil davon stellt der offene Biss dar, dem eine Überlappung der Front zur Gänze fehlt. Bei diesem kann man weiters zwischen dem dental (alveolär) oder skelettal offenen Biss differenzieren (Bock et al., 2005; Riemekasten, 2019).

1.3 Der offene Biss

Ein offener Biss liegt vor, wenn zwischen den Ober- und Unterkieferfrontzähnen oder seltener zwischen den Ober- und Unterkieferseitenzähnen bei maximaler Interkuspitation (= maximaler Vielpunktkontakt in geschlossener Position) kein Kontakt zueinander besteht. Das charakteristische Kennzeichen, die vertikale Lücke zwischen den Zähnen im Schneidezahn- oder Prämolarenbereich, führt daher zur Bezeichnung des frontal oder seitlich offenen Bisses. In einigen Ausnahmefällen kann sogar ein sogenannter zirkulär offener Biss auftreten, bei dem außer bei den endständigen Molaren keine Okklusion vorhanden ist. In extremen Ausprägungen kann die vertikale Diskrepanz zwischen Ober- und Unterkieferfrontzähnen ein Ausmaß von etwa 20 Millimeter betragen (Lisson and Heckmann, 2008; Bock et al, 2011; Muselmani, 2023).

1.3.1 Ätiologie

Die Ätiologie des offenen Bisses ist multifaktoriell. Es kommt zu einer komplexen Wechselwirkung zwischen genetischen und epigenetischen Umweltfaktoren. Genetische Einflüsse sind vor allem für das skelettale Wachstum und die strukturelle Entwicklung des Unterkiefers relevant. Die zu den epigenetischen Faktoren zählenden Aspekte, wie z.B. die Form, Position, Größe und Konfiguration von Zunge und Lippen, spielen ebenfalls eine wesentliche Rolle in der Entstehung des offenen Bisses. Generell sind bei den Umweltfaktoren insbesondere Dyskinesien und Mundatmung zu nennen. Vermehrtes Lymphgewebe, wie z.B. vergrößerte Tonsillen, führen über eine Vorwärtsneigung der Zunge zu Zungenpressen und damit zum offenen Biss. Auch ungünstiges Gewebewachstum, wie z.B. durch Tumoren im Mund- und Gesichtsbereich, kann ebenfalls zur Ursache beitragen (Rakosi, 1982; Al Jabri et al., 2018).

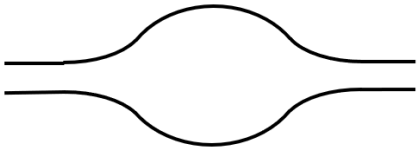
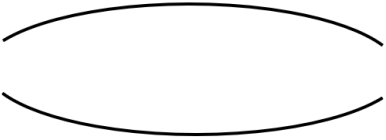
Die Fehlfunktionen und -positionen der Zunge können die Entstehung eines offenen Bisses begünstigen. Es ist jedoch anzumerken, dass Lutschgewohnheiten zwar eine bedeutende Rolle bei der Entwicklung eines offenen Bisses spielen können, jedoch nicht zwangsläufig zu dieser Fehlstellung führen müssen (Rakosi, 1982; Al Jabri et al., 2018).

1.3.2 Allgemeines zum offenen Biss

Ein wichtiger Aspekt ist die Unterscheidung zwischen einem dental offenen Biss ohne skelettale Beteiligung (Kapitel 1.3.3), bei dem die Anomalie nur im Bereich der Zahnbögen auftritt, und einem skelettal offenen Biss (Kapitel 1.3.4), bei dem die Zahn- und Kieferabweichungen oft eine Folge der ungünstigen skelettalen Verhältnisse sind. Für die differenzialdiagnostische Beurteilung erweist sich das Fernröntgen als ein geeignetes Mittel (Rakosi, 1982; Muselmani, 2023).

Tabelle 1 zeigt einführend eine Übersicht über beide Formen des offenen Bisses. Im Folgenden wird darauf noch näher eingegangen werden.

Tabelle 1: Unterscheidungsmerkmale zwischen dental und skelettal offenem Biss

	Dental (lutsch-) offener Biss	Skelettal offener Biss
<u>Betroffene anatomische Region</u>	Betrifft ausschließlich den <i>dentalen</i> Bereich, genaugenommen eigentlich den <i>dentoalveolären Bereich</i> (Harzer, 2011).	Betrifft die <i>skelettale</i> Basis des Ober- und Unterkiefers. Diese Art des offenen Bisses hat daher einen Einfluss auf den gesamten Gesichtsschädel (Harzer, 2011).
<u>Lokalisation und Beschreibung</u>	Der lutschoffene Biss betrifft die Region von Eckzahn bis Eckzahn. Da der Zahnkontakt im Seitenzahnbereich gegeben ist, ist die Wölbung der Zahnbogen in der Front stärker ausgebildet.	Der skelettal offene Biss betrifft den Frontbereich <u>und</u> den Seitenzahnbereich. Der Zahnkontakt seitlich ist nicht gegeben, daher betrifft die Wölbung der Zahnbogen nicht nur den Frontbereich und ist daher flacher.
<u>Erscheinungsbild</u>	 <p>Abbildung 2: Dental offener Biss</p>	 <p>Abbildung 3: Skelettal offener Biss</p>
<u>Ursachen</u>	Hauptsächlich durch exogene Faktoren bedingt, das heißt durch Habit's und Parafunktionen zum Beispiel: durch Daumenlutschen, chronische Mundatmung, Zungenpressen oder exzessives Stillen (Harzer, 2011; Riemekasten, 2019).	Hauptsächlich strukturell bedingt, das heißt durch erbliche bzw. genetische Komponenten, die jedoch durch äußere Umweltfaktoren zusätzlich beeinflusst werden können (Rakosi, 1982; Riemekasten, 2019).
<u>Behandlung</u>	Enorale kieferorthopädische Gerätschaften	Extraorale kieferorthopädische Gerätschaften

1.3.3 Der dental offene Biss

Der dental offene Biss ist gekennzeichnet durch die vertikale Abweichung der Unterkiefer- von den Oberkieferfrontzahnkanten (Diedrich, 2000).

Diese Anomalie kann im Milchgebiss, im Wechselgebiss und wenn diese im Kindesalter unbehandelt bleibt, auch im bleibenden Gebiss vorkommen (Fontana et al., 2020).



Abbildung 4: Dental offener Biss im Milchgebiss (Myofunctional Research Co., [07.06.2024])



Abbildung 5: Dental offener Biss im Wechselgebiss (Habersack u. Rudzki, [07.06.2024])



Abbildung 6: Dental offener Biss im bleibenden Gebiss (Somers, [07.06.2024])

1.3.3.1 Ätiologie

Der dental offene Biss entsteht in der Regel durch eine über einen gewissen Zeitraum bestehende Gewohnheit, durch ein sogenanntes „Habit“. Vor allem Daumenlutschen und eine gestörte Zungendysfunktion können die Hauptauslöser für diese Anomalie darstellen (Wichelhaus, 2012).

Ist ein Lutschhabit der Auslöser für den offenen Biss, so kann dieser häufig mit verringerten vorderen (anterioren) Alveolarfortsätzen und einer vorderen (anterioren) Rotierung der Gaumenhöhle einhergehen (Diedrich, 2000).

Nur in ganz jungen Jahren kann sich durch eine frühzeitige Beendigung der entsprechenden Angewohnheit die Anomalie oft von selbst bessern, oder zurückbilden. Im fortgeschrittenen Alter ist dies nicht mehr möglich und bedarf einer kieferorthopädischen Therapie (Wichelhaus, 2012; Fontana et al., 2020).

Der offene Biss kann entweder mit einer normalen oder mit einer horizontalen Wachstumstendenz einhergehen.

Das äußere Erscheinungsbild ist in der Regel nur geringfügig verändert und weist selten eine Änderung des Gesichtsprofils auf. Jedoch können Anzeichen eines nicht suffizienten Mundschlusses und eine vermehrte Aktivität der Kinnmuskulatur auftreten (Diedrich, 2000).

1.3.3.2 Kephalemtrische Merkmale des dental offenen Bisses

Beim dental offenen Biss beschränken sich die Veränderungen hauptsächlich auf den Bereich der Zähne und des Alveolarknochens (Heckmann, 1967).

1. Die Kieferbasen zeigen keine signifikante Abweichung und das Wachstumsmuster ist neutral bis leicht horizontal (Diedrich, 2000; Lisson and Heckmann, 2008).
2. Der Gonionwinkel (Go) bleibt im Normbereich von 120 Grad (Harzer, 2011).
3. Die Vorwärtsneigung der Oberkieferschneidezähne kann stark variieren (Heckmann, 1967).

1.3.4 Der skelettal offene Biss

Da der Fokus dieser Diplomarbeit hauptsächlich auf dem skelettalen offenen Biss liegt, wird er in diesem Kapitel etwas detaillierter beschrieben als sein dentales Pendant.

Der skelettal (vordere) offene Biss ist gekennzeichnet durch vertikale Diskrepanzen der Kieferbasen zueinander (Wichelhaus, 2012).



Abbildung 7: Skelettal offener Biss (Fotodokumentation Kieferorthopädie Graz)

1.3.4.1 Ätiologie

Der skelettal offene Biss kann generell auf eine Vielzahl an einfließenden Faktoren zurückzuführen sein. Grundsätzlich können genetische, sowie funktionelle Ursachen dafür in Frage kommen. In einigen Fällen kann es auch zu einer Kombination beider ätiologischer Faktoren kommen, was die Ausprägung der Anomalie verstärkt (Rakosi, 1982; Buschang et al., 2002; Kirschneck and Lux, 2021).

Die Schädelentwicklung, vor allem der dolichofaziale (=langes, schmales Gesicht) vertikale Gesichtstyp, führt häufig zu skelettal offenen Bissen und wird hauptsächlich von genetischen Faktoren bestimmt (Kirschneck and Lux, 2021).

Ein Beispiel für eine funktionelle Ursache wäre eine abweichende Muskelaktivität, die, sobald sie während des Wachstums auftritt, das Entstehen eines hyperdivergenten offenen Bisses begünstigen kann (Buschang et al., 2002).

1.3.4.2 Erscheinungsbild

Zum Erscheinungsbild des skelettal offenen Bisses lassen sich einige grundsätzliche Überlegungen anstellen. Im Allgemeinen sind bei dieser vertikalen Anomalie die Kieferbasen durch verschiedene Ursachen verschoben. Wie das Erscheinungsbild dann sekundär beeinflusst wird, hängt davon ab, wie und in welcher Form das anatomische System camouffieren, sprich kaschieren, kann. Die Kaschierung kann dentoalveolär oder von Seiten der Weichgewebe erfolgen. Je nachdem, ob dies überhaupt möglich ist und in welchem Ausmaß dies funktioniert, wird das äußere Erscheinungsbild davon geprägt.

Startet die dentoalveoläre Seite, wenn es muskulär möglich ist, den Ausgleichsversuch, kann dies in jedem Fall zu einer Verlängerung der Gesichtshöhenform und einem daraus resultierenden Gummy-Smile führen.

1.3.4.3 Vertikales Wachstum

Das vertikale skelettale Wachstum wird in drei Kategorien unterteilt:

- hyperdivergent
- normodivergent
- hypodivergent

Diese Bezeichnungen beschreiben das skelettale Erscheinungsbild. Das hyperdivergente skelettale Muster wird als Langgesichtssyndrom bezeichnet, während das hypodivergente Muster als Kurzgesichtssyndrom bekannt ist. Beim seitlichen Schädelröntgen spricht man in der Kephalometrie vom hyperdivergenten Muster, wenn die Winkelsumme > 396 Grad beträgt. Hypodivergente Typen zeigen einen Summenwinkel von < 396 Grad. Diese Wachstumsmuster-Zuordnung stammt von Björk. Neben der Winkelsumme spielen noch weitere Merkmale anderer anatomischer Strukturen eine Rolle (Björk, 1969; Müller, 1976).

Während hypodivergente Gesichtstypen mit tiefen Bissen einhergehen, ist der vertikale Gesichtstyp oft mit einem offenen Biss assoziiert. Dabei sollte jedoch erwähnt werden, dass ein Längsgesicht nicht immer zwingend mit einem offenen Biss assoziiert sein muss (Buschang et al., 2002; Knigge et al., 2021).

Aus jedem vertikalen Wachstumsmuster heraus kann es während des Wachstums zu Veränderungen kommen, sowohl im Sinne einer Auf- als auch im Sinne einer Zuschwenkung des Unterkiefers.

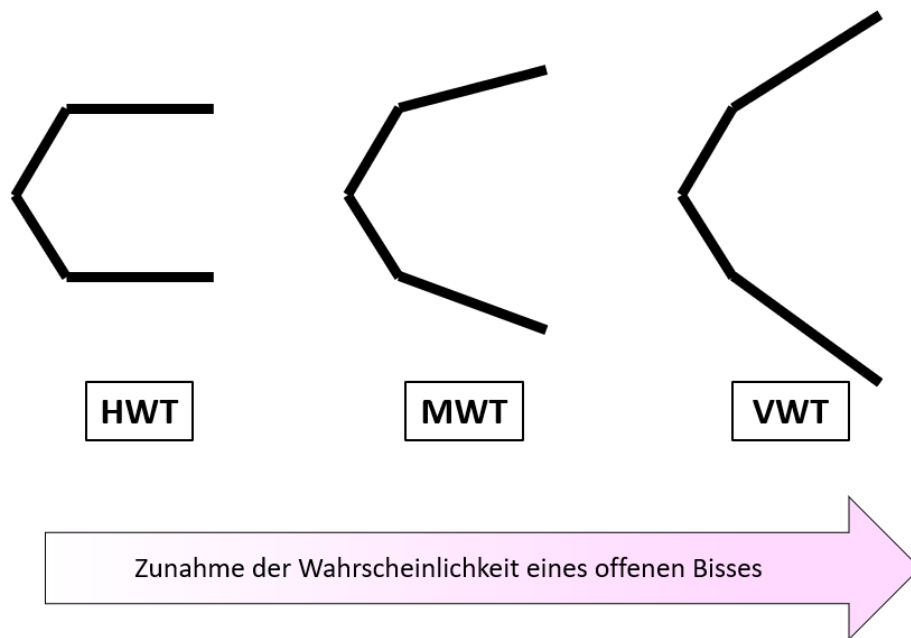


Abbildung 8: Arten der Wachstumstypen

Bei den Rotationen des Unterkiefers spielt auch das Kondylenwachstum und das Wachstum der Schädelbasis eine Rolle. Liegt zum Beispiel eine Unterentwicklung im Bereich der mittleren Schädelgrube vor, so kann diese zu einer minderwertigen Ausbildung der hinteren Gesichtshöhe führen, was in einer Rotation des Unterkiefers mit übermäßigem Wachstum der vorderen Gesichtshöhe und in einem offenen Biss resultieren kann. Aufgrund seiner Befestigung durch Bänder und Muskeln wird er nach hinten gezogen, was eine Rotation bewirkt (Björk, 1969). Der Unterkiefer ist weitgehend frei in seinem Bewegungsausmaß, und kann seine Ausrichtung auf verschiedene Arten ändern. Ein wichtiger Aspekt ist die Position des Rotationszentrums, das sich entweder am vorderen oder hinteren Knochenende des Unterkiefers oder an einem beliebigen Punkt dazwischen befinden kann. Dies führt dazu, dass der Unterkiefer in der Lage ist, in verschiedene Richtungen zu „schwingen“ bzw. zu „rotieren“ (Björk, 1969; Bishara et al., 1985).

Treten vorwärtsgerichtete, „clockwise“, Rotationen auf, entstehen tiefe Bisse, die zu einem weiter anterior liegenden Kinn und anderen morphologischen Merkmalen führen können.

Im Gegensatz dazu werden die rückwärtsgerichteten Rotationen des Unterkiefers auch als „backward rotater“ oder „counterclockwise“ bezeichnet. Diese rückwärtsgerichteten Wachstumstendenzen des Unterkiefers führen oft zu charakteristischen Veränderungen im vorderen Gesichtsbereich und einem offenen Biss (Pearson, 1978).

1.3.4.4 Anatomische Veränderungen des skelettal offenen Bisses

Die in der Literatur beschriebenen anatomischen Veränderungen sind in der folgenden Tabelle aufgelistet.

Tabelle 2: Beschreibung der anatomischen Veränderungen nach Literatur 1

Autoren	Jahr	Journal/Paper	Anatomische Veränderungen
Hellman	1931	International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography	<ul style="list-style-type: none"> - Kurzer UK-Ramus - Kurzer UK-Corpus (Hellman, 1931)
Swinehart	1942	American Journal of Orthodontics and Oral Surgery	<ul style="list-style-type: none"> - Kurzer UK-Ramus - UK nimmt zu den Referenzebenen einen stumpferen Winkel ein als beim eugnathen Zustand (Swinehart, 1942)
Muller	1963	Journal of Dental Research	<ul style="list-style-type: none"> - Tiefliegender Nasenboden in Bezug auf die Schädelbasis (Muller, 1963)
Hapak	1964	The Angle Orthodontist	<ul style="list-style-type: none"> - Großer Gonion-Winkel - Steile UK-Ebene (Hapak, 1964)
Sassouni und Nanda	1964	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Steile UK-Ebene (Sassouni and Nanda, 1964)
Subtelny und Sakuda	1964	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Großer Gonion-Winkel - Steile UK-Ebene - UK-Rücklage im Vergleich zur Schädelbasis - Kurze hintere Schädelbasis - Normale vordere Schädelbasis - Größere untere Gesichtshöhe (Subtelny and Sakuda, 1964)
Richardson	1967	Transactions of the European Orthodontic Society	<ul style="list-style-type: none"> - Größere untere Gesichtshöhe (Richardson, 1967)
Björk	1969	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Distale Kondylenneigung - Kurzer UK-Ramus - Antegoniale Einkerbung (Notch) - Gerader UK-Kanal - Dünne und lange Symphyse - Stumpfer Gonion-Winkel - Vergrößerte OK-Höhe - Lange vordere Gesichtshöhe - Kurze hintere Gesichtshöhe - Steile UK-Ebene - Divergierende Okklusionsebenen - Spitzer Interinzisalwinkel - Anterior gekippte OK-Ebene - Extrudierte Molaren (Björk, 1969)

Tabelle 3: Beschreibung der anatomischen Veränderungen nach Literatur 2

Autoren	Jahr	Journal/Paper	Anatomische Veränderungen
Worms	1971	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Lange untere Gesichtshöhe - Steile UK-Ebene - Kurze hintere Gesichtshöhe - Kein Lippenschluss (Worms et al., 1971)
Nahoum	1971	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Großer Gonion-Winkel - Steile UK-Ebene (Nahoum, 1971)
Moss und Salentijn	1971	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Tiefliegendes foramen ovale - Tiefliegendes foramen mandibulae - Tiefliegendes foramen mentale (Moss and Salentijn, 1971)
Loufty	1973	Transactions of the European Orthodontic Society	<ul style="list-style-type: none"> - Vergrößerte Gesichtshöhe (obere und untere in toto) vor allem geschuldet durch vergrößerte untere Gesichtshöhe (Loufty, 1973)
Nahoum	1975	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Vergrößerte Gesichtshöhe (obere und untere in toto) vor allem geschuldet durch vergrößerte untere Gesichtshöhe - Kurze obere Gesichtshöhe durch Aufwärtsneigung des OK im anterioren Bereich (Nahoum, 1975)
Schendel	1976	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Großer Gonion-Winkel - Steile UK-Ebene - UK-Rücklage im Vergleich zur Schädelbasis (Schendel et al., 1976)
Jarabak	1983	Fortschritte der Kieferorthopädie	<ul style="list-style-type: none"> - Anteriore Rotation des OK, - Posteriore Rotation des UK und Kombinationen - Verkleinertes Verhältnis der posterioren zur anterioren Gesichtshöhe (Jarabak, 1983)
Cangialosi	1984	American Journal of Orthodontics	<ul style="list-style-type: none"> - Steile UK-Ebene (Cangialosi, 1984)
Nanda	1988	American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics	<ul style="list-style-type: none"> - Lange untere Gesichtshöhe - Steile UK-Ebene - Kurze hintere Gesichtshöhe - Kein Lippenschluss (Nanda, 1988)
Chang und Moon	1999	American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics	<ul style="list-style-type: none"> - Steile UK-Ebene (Chang and Moon, 1999)
Wang und Ko	2005	Journal of Taiwan Association of Orthodontists	<ul style="list-style-type: none"> - Steile UK-Ebene (Wang and Ko, 2005)

1.4 Skelettal offener Biss in Verbindung mit syndromalen Erkrankungen

Der skelettal offene Biss wurde in der Literatur nicht nur als sogenannte „non-syndromale vertikale Anomalie“, sondern auch im Zusammenhang mit syndromalen Erkrankungen beschrieben (Richardson, 1981; Takeyama et al., 1990).

Ganz allgemein liegen bei diesen Syndromen, wie zum Beispiel bei der *Dysostosis mandibulo-facialis*, der *Monosomie X* oder der *Dysostosis craniofacialis* Veränderungen in der Gesichtsform vor. Neben diesen Veränderungen im Gesichtsbereich treten auch Anomalien im orofazialen bzw. dentalen Bereich auf (Grosfeld, 1958; Schwarz, 1982; Farmand et al., 1991; Russell, 2001).

Bei der *Dysostosis mandibulo-facialis*, auch bekannt als Treacher- Collins oder Franceschetti Syndrom, können sich neben den charakteristischen Gesichtsanomalien, wie zum Beispiel Ohrmuschelfehlbildungen, veränderte Lidfaltenposition und fliehendes Kinn, insbesondere Anomalien im dentalen Bereich zeigen. Typischerweise sind eine offene Mundhaltung, verkürzte Alveolarfortsätze oder protrudierte Oberkieferschneidezähne zu beobachten. Außerdem erscheint hier die Basis des Oberkiefers verkürzt, während der Unterkiefer zu einer Rotation nach unten neigt (Grosfeld, 1958).

Die *Monosomie X* wird auch als Turner Syndrom bezeichnet (Erstbeschreibung 1938 durch Henry Turner). Dieses Syndrom erscheint ebenfalls mit Gesichtsanomalien, hierbei kommt es beispielweise zu einem reduzierten Oberkieferwachstum, einem mikrognathen Unterkiefer und einem anterior offenen Biss (Russell, 2001).

Ein weiteres Beispiel, dass die Verbindung von syndromalen Erkrankungen mit vertikalen dentalen Anomalien illustriert, ist die *Dysostosis craniofacialis*, auch als Morbus Crouzon bekannt. Typische Merkmale sind hierbei der Hypertelorismus (vergrößerter Augenabstand), Exophthalmus (Augenbulbus tritt aus Augenhöhle hervor) und eine brachycephale Schädelform (Kopfform ist in der Breite vergrößert und Länge verkürzt).

Im dentalen Gebiet tritt meist ein verkürzter Oberkiefer und ein nach vorne unten geneigter Unterkiefer auf, was wiederum einen offenen Biss zur Folge haben kann (Farmand et al., 1991).

1.5 Die kieferorthopädische Therapie des skelettal offenen Bisses

Eine Behandlung ist grundsätzlich erforderlich, um die Funktion des Gebisses wiederherzustellen und die fehlenden vertikalen Kontakte der Zähne zu korrigieren. Ein wichtiger Aspekt ist ebenso die Prävention, um so strukturelle Veränderungen im Kiefergelenk zu verhindern. Fehlen die vertikalen Kontakte im Front- und Seitenzahnbereich, können Seitwärtsbewegungen des Unterkiefers zu Fehlbelastungen der Strukturen im Gelenk führen und zum Beispiel eine Dehnung der Kapsel auslösen (Schepp, 2002).

Für die kieferorthopädische Behandlung ist es grundsätzlich von Bedeutung, festzustellen, ob es sich um ein rein dentales, ein skelettales oder ein kombiniertes Problem handelt.

Zu den wichtigen Erfolgsfaktoren der Behandlung zählt unter anderem der Zeitpunkt des Behandlungsbeginns. Dieser ist von grundlegender Wichtigkeit, da sich die vertikale Wachstumsentwicklung der Kiefer während der Pubertät fortsetzt (Ng et al., 2008; Fontana et al., 2020). Manchmal kann sich die Unterkieferrotation während des Wachstums sogar noch verstärken (Björk, 1969).

Ein skelettal offener Biss kann nur während der Wachstumsphase erfolgreich behandelt werden, während Fehlstellungen im Bereich der Zähne auch zu einem späteren Zeitpunkt korrigiert werden können. Wenn skelettale Anomalien erst zu einem späteren Zeitpunkt erkannt und behandelt werden, ist in schwerwiegenden Fällen nur eine kombinierte Behandlung mit kieferorthopädischen und kieferchirurgischen Eingriffen zielführend (Schopf, 2008; Knigge et al., 2021).

1.5.1 Extraorale Gerätschaften zur Therapie skelettal offener Bisse

Neben herausnehmbaren enoralen und festsitzenden Geräten spielen bei der Behandlung von skelettal offenen Bissen vor allem extraorale kieferorthopädische Gerätschaften eine Rolle. Wie der Name schon sagt, werden diese Geräte außerhalb des Mundes appliziert (Schopf, 2008; Fontana et al., 2020).

Da man beim skelettal offenen Biss das Wachstum des Unterkiefers lenken und vor allem Einfluss auf die Rotation desselben nehmen möchte, sind Geräte sinnvoll, die eine vertikale Kraft auf den Unterkiefer im anterioren Bereich ausüben. Ein solches Gerät stellt die vertikale Kopf-Kinnkappe dar (İşcan et al., 2002).

Bisher gibt es auf dem österreichischen Markt nur eine konfektionell gefertigte vertikale Kopf-Kinnkappe. Diese wird im anschließenden Kapitel genauer beschrieben.

1.5.2 Herkömmliche Konfektionsware - Produkt „Vertix“

Bestandteile der extraoralen Gerätschaft:

Das Produkt „Vertix“ ist eine von der Dentalfirma Tiger Dental GmbH entwickelte extraorale kieferorthopädische Gerätschaft.

Diese besteht aus:

1. einer Kopfhaube-/kappe
2. zwei Außenarmen (Metallbügel)
3. einer konfektionierten Kinnschale und
4. zwei Sicherheitsmodulen



Abbildung 9: Vertikale Kopf-Kinnkappe (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024])

Ad 4) Sicherheitsmodule

Die Sicherheitsmodule, auch Helix-Module genannt, sind flach und mit einem Sicherheitsclip versehen. Dieser Clip besteht aus robustem bruchsafeeren Metall. Das Lochband besitzt ovale Löcher, an denen die Kinnkappe eingehängt werden kann. Die Helix- Sicherheitsmodule können mit einer Zugkraft von bis zu 600 g eingestellt werden (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024]).



Abbildung 10: Sicherheitsmodule mit Lochband (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024])

Bei „Vertex“ handelt es sich um eine Kopf-Kinnkappe, die mit einer rein vertikalen Zugrichtung angewendet wird. Die kieferorthopädische Kraft wird direkt seitlich im Bereich der Schläfen (des Orbitarandes) aufgebracht, wobei die Kraftübertragung über das Lochband erfolgt (Basciftci and Karaman, 2002).

Die vertikale Zugrichtung bewirkt, dass das Kinn angehoben und zusätzlich eine Intrusion der Molaren erzielt wird.

Die Kopfhaube wird durch die Anbringung des Riemens unter dem cranialen Äquator mittels zweier Klettverschlüsse präzise angepasst. Anhand dieses speziellen Designs kann die Kopfhaube eine hohe Kraft ohne Verrutschen aufrechterhalten, wobei die Kräfte an den Sicherheitsmodulen angepasst werden können. Lange Arme an der Außenseite der Kinnkappe verhindern Einengungen an den Wangen.

Zusätzlich gewährleistet die vertikale Kinnkappe, dass der Mund vor allem nachts geschlossen ist, was Personen mit chronischem Mundatmen dabei hilft, sich auf eine Nasenatmung umzustellen.

Bei skelettal offenen Bissen beträgt die Tragezeit mindestens 12 Stunden, wobei eine Kraft von 450 bis 600 g beidseitig am vertikalen Zug wirken sollte (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024]). Die vertikale Kopf-Kinnkappe sollte im Idealfall bis zum Wachstumsende getragen werden. Kommt es innerhalb dieser Zeit nicht zur Korrektur, das heißt zu keiner suffizienten Schließung des Unterkiefers mit rückwärtigem Muster, kann eine kieferorthopädisch-kieferchirurgische Behandlung in Erwägung gezogen werden (Pearson, 1978).

Aber auch in diesem Fall findet die Vertex Anwendung, da sie sich zur Verhinderung des drohenden postoperativen offenen Bisses als hilfreich erweisen kann (Tiger Dental GmbH, [26.04.2024]).

Sollte der skelettal offene Biss mit anderen Veränderungen im Gesicht vergesellschaftet sein, gilt auch in diesem Fall das beschriebene Prozedere.

Auch hier sollte während des Wachstums die vertikale Kopf-Kinnkappe eingesetzt werden. Die Behandlung von Syndrompatient*innen kann sich allerdings als problematisch erweisen, da konfektionell gefertigte Kopf-Kinnkappen durch das kombinierte Auftreten mit Gesichtsanomalien nicht immer angewendet werden

können. Durch den schlechten Sitz der Kinnschalen verursacht die vertikale Kopf-Kinnkappe häufig Druckstellen und kann die angewendete Kraft nicht exakt übertragen. Oft liegen die Sicherheitsmodule auch zu nahe an den Augen oder Drahtteile der Schalen erwiesen sich als ungünstig positioniert, so dass es beim Tragen zu Verletzungen kommen kann. In solchen Fällen wäre es von Vorteil, individuelle Bestandteile für die vertikale Kopf-Kinnkappe fertigen zu können. Wenn technisch erforderlich, wäre es in weiterer Folge auch sinnvoll und möglich, andere individuelle Teile für extraorale Gerätschaften zu designen.

Im Rahmen der Entwicklung solcher Apparaturen stellt sich die Frage, wie und in welcher Form die Schalenteile konzipiert sein sollten und wie die Module an diesen Schalen eingehängt werden können.

In dieser Diplomarbeit ging es nun darum, individuelle Einzelhaken für diesen Zweck zu entwerfen. Um das Design und die Gestaltungsmöglichkeiten so variabel wie möglich zu halten, wurden die Haken für die Herstellung mittels 3D-Druck konzipiert. Die hergestellten Haken sollten anschließend einer Zugtestung zugeführt werden.

2 Material und Methode

Mittels 3D-Drucker wurden - unter Beachtung der Druckrichtung - an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits Graz verschiedene Designs von Einzelhaken gedruckt. Danach wurde getestet, welche Designvariante den kieferorthopädischen Belastungen am besten standhält, um zu belegen, welches Design für die Zugbelastungen am besten geeignet ist.

2.1 Das Material

2.1.1 Kunststoff allgemein

Im Allgemeinen sind Kunststoffe in Elastomere, Thermoplaste und Duroplaste unterteilbar (Domininghaus, 2012).

Für die Schalen der konfektionell gefertigten extraoralen Geräte werden Thermoplaste verwendet. In der Literatur werden für die Fertigung von 3D-gedruckten Schalen unterschiedliche Kunststoffe beschrieben, wie zum Beispiel Flexibles 80A Resin, BioMed Clear Resin und BioMed White Resin (Franchi et al., 2022; Aragón-Niño et al., 2024; Ronsivalle et al., 2024).

In der vorliegenden Arbeit wurde auf PMMA zurückgegriffen, da dieser Kunststoff bereits für andere 3D-gedruckte Objekte Verwendung gefunden hat.

2.1.2 Polymethylmethacrylat (PMMA)

Das Polymethylmethacrylat ist ein amorpher Thermoplast, der zu der Gruppe der Acrylate gehört (Kunststoffe, [23.03.2024]).

Zu dieser Gruppe zählen eine Menge an Polymeren, deren Grundprodukte die Acryl- bzw. Methacrylsäure bilden, wobei der Ester der beiden Säuren für die Erzeugung des Polymethylmethacrylats relevant ist. Die Polymerisation erfolgt dabei radikalisch (Dominighaus, 2012).

Die Polymethylmethacrylate sind durch folgende Eigenschaften gekennzeichnet:

- ausreichende Härte
- hohe Festigkeits- und Steifheitseigenschaften
- glänzende, polierbare Oberfläche
- leichte Verarbeitung
- hohe Beständigkeit gegenüber äußeren Einflüssen (Domininghaus, 2012).

Eine chemische Eigenschaft des PMMAs ist die Beständigkeit gegen schwache Säuren, Laugen, unpolare Lösungsmittel, Öle und Fette (Domininghaus, 2012).

In der Zahnmedizin werden polymerisierte Methacrylate bereits vielseitig eingesetzt, zum Beispiel in den Bereichen der Total- und Teilprothetik (Kunststoffe, [23.03.2024]).

Da in der vorliegenden Arbeit als Kunststoff „optiprint 385“ verwendet wurde, wird dieser im nachfolgenden Kapitel näher beschrieben.

2.1.3 opti Print 385-Kunststoff

Das Produkt „optiprint 385“ der Firma dentona AG ist laut Herstellerangaben ein additiver 3D-Druckkunststoff. Die Bestandteile von „optiprint 385“ sind Mischungen aus Acrylat- und Methacrylatharzen, Photoinitiatoren wie Phosphinoxid, Additive und Farbstoffe. Der Kunststoff kann zur Erzeugung von verschiedenen zahnmedizinischen Teilen verwendet werden. Laut Produktblatt ist der lichthärtende Kunststoff beispielweise geeignet für Bohrschablonen, individuelle Abformlöffel, Zahnfleischmasken oder Dentalmodelle (dentona AG, 2023).

Dieses Material soll nicht verwendet werden, wenn Allergien gegen Methacrylatmonomere und -oligomere bestehen.

Die mit „optiprint 385“ gedruckten Produkte sollen nur im fertig polymerisierten Zustand weiterverarbeitet und anschließend im Lichthärtegerät „Otoflash G171“, ebenfalls von der Firma dentona AG, endgehärtet werden (dentona AG, 2023).

2.2 Designentwicklung/-prozess

2.2.1 Grundideen für das Design

Da in der Kieferorthopädie bei extraoralen wachstumshemmenden Gerätschaften für die Kraftübertragung Sicherheitsmodule ihre Anwendung finden, wurde versucht, ein spezielles Design für deren Einhängenvorrichtung zu finden. Diese sind in der Regel in Form von Haken konzipiert, sodass ein Aushängen der kraftliefernden Teile verhindert wird.

Über diese Hakenvorrichtungen werden die Zugbelastungen ausgeübt. Das Sicherheitsmodul (siehe Kapitel 1.5.2) besteht aus einem Lochband, in dessen ovale Löcher die Stahlbügel der Kinnkappe eingehängt werden. Das Lochband verfügt über mehrere ovale Löcher mit den Maßen 3 x 4 mm.

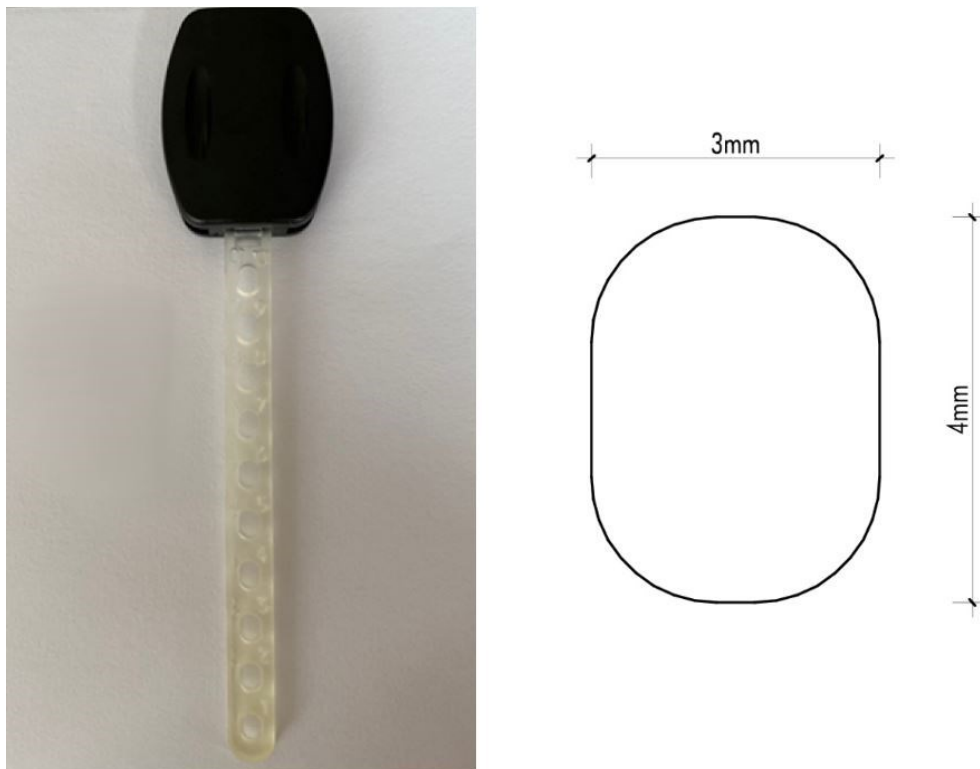


Abbildung 11: Sicherheitsmodul der vertikalen Kopf-Kinnkappe

Um die Lochbänder auch individuell verwenden zu können war es im Rahmen dieser Diplomarbeit von großer Bedeutung, ein entsprechendes Design für das Einhängen zu entwerfen.

Im Allgemeinen sollten folgende Punkte bei den Konstruktionsüberlegungen erfüllt werden:

- Individualisierbarkeit der Haken bei verschiedenen Gesichtsformen
- flache Design (kleiner/geringer Abstand zum Gesicht)
- nächtlicher Tragekomfort bei seitlicher Schlaflage
- Abnutzung von Schlafpolstern
- keine zu leichte Aushängbarkeit der Haken
- hohe Belastungsgrenze auf Zug
- Bioverträglichkeit
- glatte Oberfläche

Die ersten Prototypen entstanden durch das Zusammenbauen und -kleben verschiedener Plastikteile, die am Ende mit Haken versehen waren, beziehungsweise aus Modifikationen von Holzspateln.

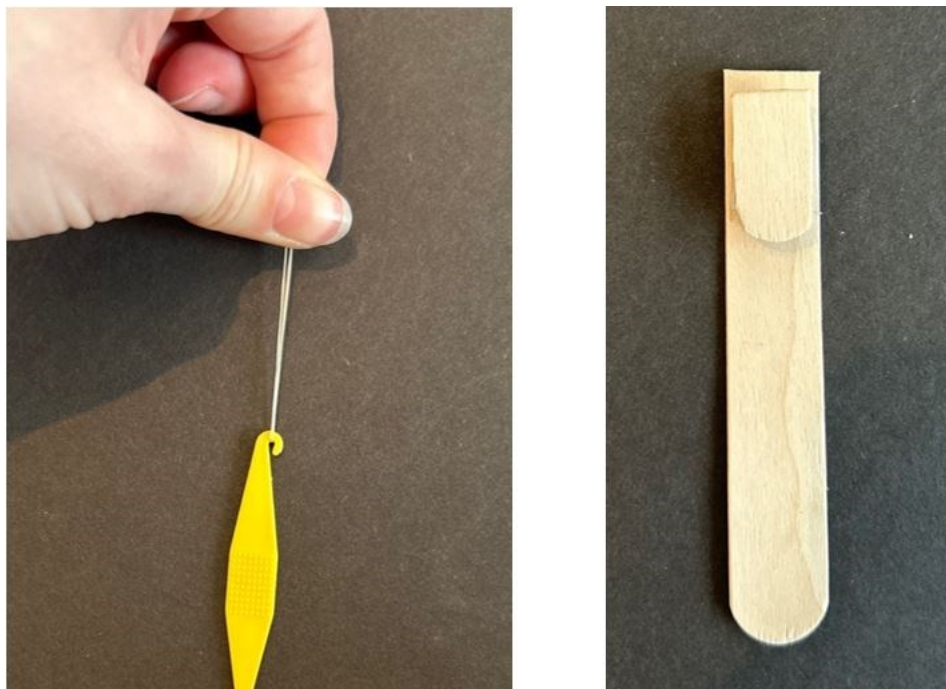


Abbildung 12: Grundideen des Designs

Diese anfänglichen Grundideen wurden mit Hilfe eines Modellkopfes in punkto Größe und Breite simuliert, sodass sie später an Patient*innen realistisch

angewendet werden könnten. Ebenfalls wurden die Dicke und der Abstand der Haken in Hinblick auf den Tragekomfort getestet.



Abbildung 13: Veranschaulichung der Grundidee am Modellkopf

Basierend auf diesen ursprünglichen Grundideen für das Design des Einzelhakens wurde in einem 3D-Zeichenprogramm eine erste virtuelle Visualisierung erstellt.



Abbildung 14: Erste Visualisierung des Designs

Nach dem ersten Probedruck wurde die Funktionalität des Hakens in Hinblick auf das Einhängemodul praktisch überprüft und anschließend die Ausrichtung des Hakens, die Stärke der Platten und die Kopfform des Hakens selbst überdacht. Daraus ergaben sich einige Varianten, die im Folgenden näher beschrieben werden.

2.2.2 Varianten des Einzelhakens

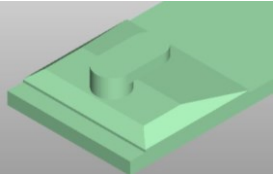
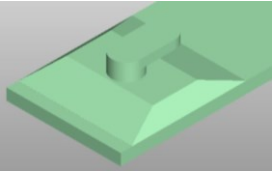
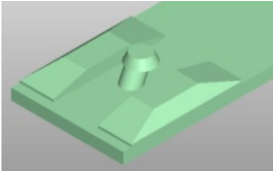
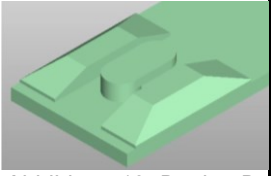
Der Grundaufbau

Jede der vier Designvarianten setzt sich aus denselben Grundbestandteilen zusammen. Die Basis bildet eine Platte, die ein Ausmaß von 5 cm Länge und 2 cm Breite hat. Die Schichtstärke beträgt 2 mm. Diese Platte wird in der Diplomarbeit als „Basisplatte“ bezeichnet. Das Ausmaß dieser Platte wurde so gewählt, dass ein Einspannen der Werkstücke in die Prüfmaschine für die Zugversuche möglich war.

Der Einzelhaken ist mit einem runden Hals, der einen Durchmesser von 5 mm und eine Höhe von 2 mm besitzt, auf die Basisplatte aufgesetzt. Der Kopfteil des Einzelhakens weist eine Länge von 11 mm und eine Breite von 5 mm auf. Außerdem ist jeder Haken am Ende des Kopfteiles mit einer Verstärkung nach unten versehen. Diese soll das Aushängen des Kopfteils aus dem Lochband verhindern.

Alle vier Designvarianten sind zusätzlich mit verschiedenen Arten von Verstärkungen der Basisplatte versehen. Die Verstärkungen wurden entworfen, um vorzeitigen Brüchen oder Sprüngen im Bereich der Basisplatte, auf der der Einzelhaken steht, vorzubeugen.

Tabelle 4: Designvarianten A, B, C, D

Design A	Design B	Design C	Design D
			
<p>Abbildung 15: Design A</p>	<p>Abbildung 16: Design B</p>	<p>Abbildung 17: Design C</p>	<p>Abbildung 18: Design D</p>
<p>Design A besitzt eine Verstärkung an der Basis, auf welcher der Haken sitzt.</p>	<p>Design B ist mit derselben Art von Basisverstärkung wie Typ A versehen.</p>	<p>Design C ist gekennzeichnet durch die Änderung des Kopfendes des Einzelhakens.</p>	<p>Design D ist gekennzeichnet durch einen Einzelhaken, der direkt auf der Basisplatte steht.</p>
<p>Diese Verstärkung an der Einzelhakenbasis ist auf allen Seiten abgeschrägt. Die Abschrägung nach vorne ist länger und flacher ausgeführt.</p>	<p>Diese Verstärkung unterscheidet sich jedoch von jener des Designs A durch die längeren symmetrischen nach vorne und hinten ausgeführten Abflachungen.</p>	<p>Dieses Design hat einen knopfförmigen Kopf mit einer Art „pilzförmiger“ Kappung. Der Haken befindet sich direkt auf der Basisplatte.</p>	<p>Die Verstärkungen sind hier wie bei Design C jeweils seitlich des Hakens angebracht.</p>
<p>Die restlichen drei Seitenflächen haben eine kürzere Abschrägung.</p>	<p>Die restlichen zwei Seitenflächen haben eine kürzere Abschrägung.</p>	<p>Dieser knopfförmige Haken steht mit einer Halsneigung von 45 Grad auf der Basisplatte.</p> <p>Die Verstärkungen befinden sich hierbei in länglicher Form, jeweils links und rechts des knopfförmigen Hakens. Sie sind zusätzlich nach außen abgeschrägt.</p>	<p>Die Verstärkungen weisen eine längliche Form auf und sind ebenfalls nach außen abgeschrägt.</p>

Diese Einzelhaken-Varianten wurden mit dem 3D-Zeichenprogramm Autodesk Fusion 360 entworfen und dann auf den Computer des hauseigenen 3D-Druckers (siehe Kapitel 2.2.3) überspielt. Dafür wurden die Daten der Zeichnungen in einen STL.-Datensatz transferiert.

Nach dem Entwurf und der Übermittlung des STL.-Datensatzes wurde mit dem 3D-Druck begonnen. Dies wird im anschließenden Kapitel beschrieben.

2.2.3 Asiga Freeform PRO 2™

Beim dem für diese Diplomarbeit verwendeten 3D-Drucker handelt es sich um den Asiga Freeform PRO2™, der an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz zur Verfügung steht.

Im Allgemeinen gibt es mehrere 3D-Druck Technologien, die je nach Art der verwendeten Materialien oder nach dem Aufbauvorgang der konstruierten Objekte unterschieden werden können. Beim Aufbauvorgang, dem additiven Prozess, kann man weiters zwischen der Stereolithografie (STL) und dem Digital Light Processing (DLP) differenzieren.

Der hauseigene Asiga Freeform PRO2™ arbeitet nach dem DLP-Verfahren (dentona AG, 2021). Hierbei erfolgt das Herstellungsverfahren anhand von Polymerisation der Materialien wie zum Beispiel Kunststoffen oder Harzen, die in flüssiger Form verwendet werden (Roland, 2018).

Die Bauplattform des Druckers wird dabei in einen darunter befindlichen Behälter (Tray) mit Kunststoff eingetaucht, sodass eine Materialschicht aufgetragen werden kann. Entsprechend der Form des zu druckenden 3D-Objektes werden dann lagenweise Schichten aufgebracht und mittels eines DLP-Projektors bzw. -Beamers verfestigt (Roland, 2018; Formlabs, [22.03.2024]).

2.3 Der 3D-Druck der Designvarianten

Auf dem im vorherigen Kapitel beschriebenen Drucker wurde die Herstellung unter Einhaltung der Produktblätter für den Asiga Freeform PRO2™ und den Kunststoff „optiprint guide 385“ durchgeführt.

Mit der „Asiga Composer“ Software, die am Laborcomputer installiert ist und für den Druckvorgang benötigt wird, wurden die überspielten Designs auf eine virtuelle Druckplattform mit den Maßen 142,25 x 80,02 x 200,00 mm gestellt.

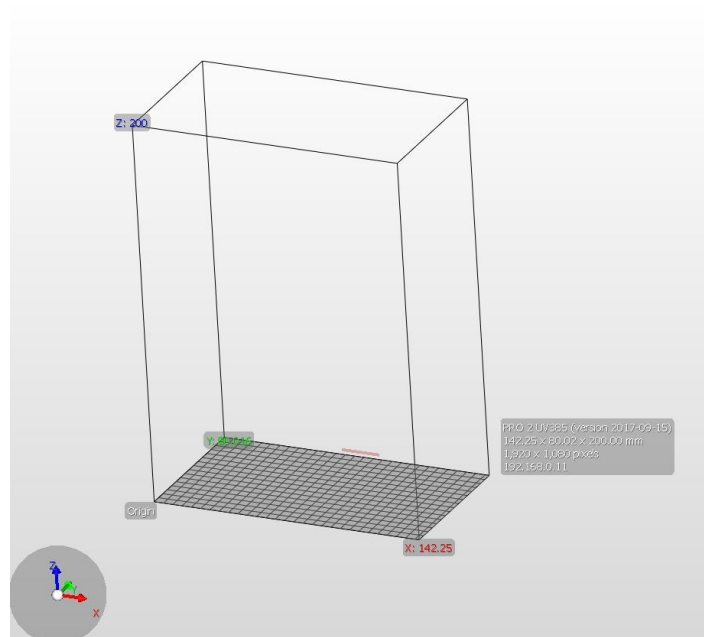


Abbildung 19: Virtuelle Druckplattform

Der Benutzer der Software kann entscheiden, in welcher Neigung die Designs auf der Plattform stehen. Davon hängt dann die Druckrichtung des Werkstoffes ab. Im vorliegenden Fall wurden die Basisplatten für den 3D-Druck mit der Längsseite aufgestellt.

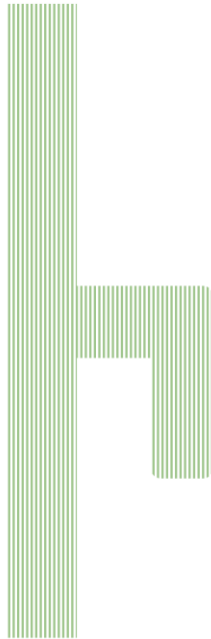


Abbildung 20: Die Rillen beschreiben die vorgesehene Druckrichtung

Von jedem Hakentyp wurden jeweils 24 Stück (20 Stück für den Versuch, 4 Stück als Reserve) auf der Druckplatte so zueinander positioniert, dass sich jeweils zwei Basisplatten an ihrer Längsseite durch eine verbundene Schicht berühren. Dies wird als sogenanntes „Boxing“ bezeichnet.

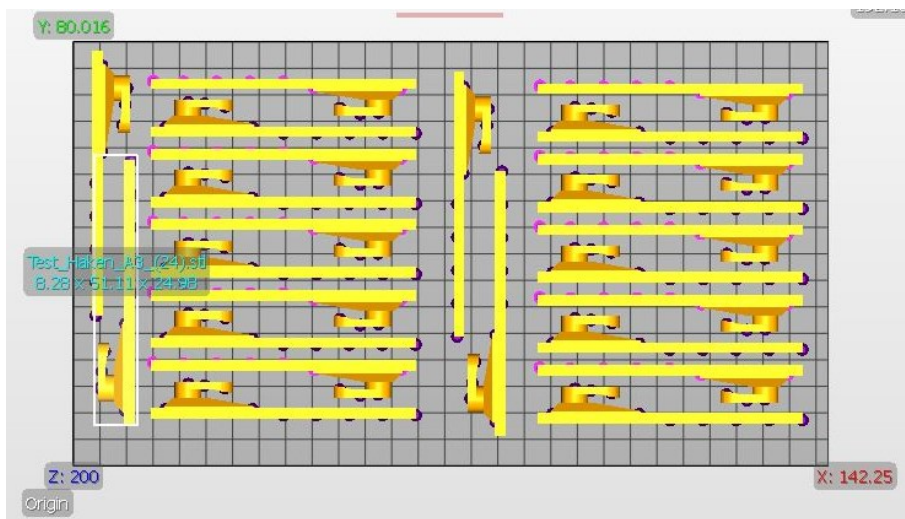


Abbildung 21: Platzierung von 24 Stück Einzelhaken Design A

Zusätzlich ist jedoch zu beachten, dass je nach Ausrichtung des Designs auf der Platte sogenannte „Supports“ angebracht werden sollten. Die Supports sind Stützpfeiler, die entweder automatisch („automatische Supportgenerierung“) oder

manuell platziert werden, da der 3D-Drucker nicht die Fähigkeit besitzt, Objekte „ins Leere“ zu drucken (Fastermann, 2014). Außerdem kann der Druck dadurch statisch besser und präziser erfolgen. Bei allen vier Designtypen sind jeweils am Kopf des Einzelhakens Supports zur Unterstützung des Druckes manuell hinzugefügt worden. Dies reduziert zudem die Anzahl der Fehldrucke der Objekte und den damit verbundenen Materialverbrauch.

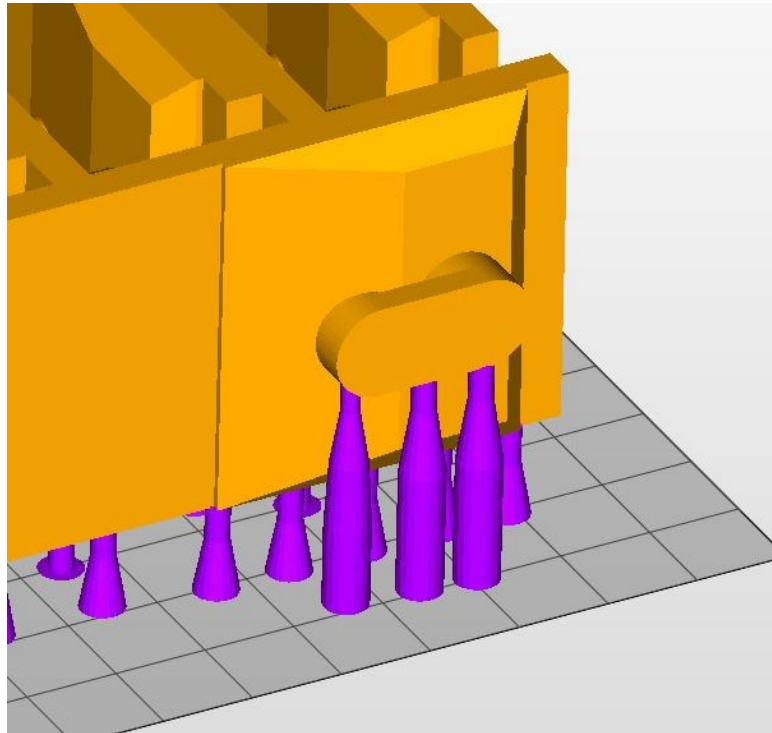


Abbildung 22: Darstellung der Supportunterstützung (violett)

Nachdem die benötigte Anzahl von Haken auf der virtuellen Druckplattform angebracht worden war, wurde der Kunststoff „opti print guide 385“ der Firma dentona AG in den dafür vorgesehenen Behälter gefüllt. Zuvor wurde die mit dem Kunststoff gefüllte Originalflasche, wie vom Hersteller empfohlen, geschüttelt, damit sich dort befindliche „Knötchen“ bzw. kugelige Kunststoffüberreste auflösen. Diese könnten laut Produktbeschreibung zu Veränderungen des Werkstückes und zu Verfälschungen des 3D-Objektes führen.



Abbildung 23: Hauseigener 3D-Drucker ASIGA Freeform

Nach der computertechnischen Prüfung der Druckdauer und der Rückbestätigung durch den Drucker wurde der Vorgang gestartet. Die Dauer eines Druckvorganges mit 24 Stück Basisplatten mit Einzelhaken betrug ca. 1 Stunde 15 Minuten. Insgesamt wurden für diese in vitro Studie vier Druckdurchgänge (aufgrund der vier verschiedenen Designs) mit je 24 Stück benötigt.

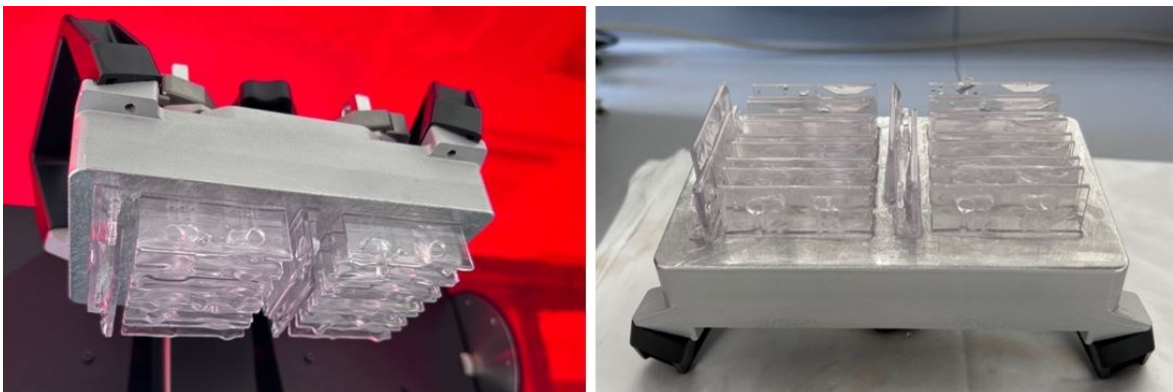


Abbildung 24: Basisplatten mit Einzelhaken längsseitig auf der Druckplattform

Nach dem erfolgten 3D-Druck wurden die einzelnen Werkstücke mit Hilfe eines Holzspatels vorsichtig von der Druckplattform abgetrennt.

In einem weiteren Schritt wurden die 3D-gedruckten Teile in eine Box mit 99-prozentiger Flüssigkeit Isopropanol und diese wiederum in ein Ultraschallbad der hauseigenen Zahntechnik gelegt. Die Dauer des Ultraschallbades betrug ca. 10 Minuten. Dieser Schritt der Nachbearbeitung bezweckt, dass die am ausgedruckten Werkstück verbliebene überschüssige Druckerflüssigkeit entfernt wird. Nach Beendigung des Ultraschallbades empfiehlt es sich, die Objekte zu trocknen. In unserem Fall erfolgte dies mit Druckluft mit niedriger Einstellung.

Im Anschluss an das Ultraschallbad folgte die Endhärtung der getrockneten Einzelhakenplatten. Diese erfolgte durch eine kontrollierte Polymerisation im Blitzlichtgerät „Otoflash G171“, ebenfalls von der Firma dentona AG. Das Polymerisationsgerät ist mit einem Schutzgasanschluss versehen, der zur Verhinderung einer Sauerstoff-Inhibitionsschicht dient. Dadurch vermeidet man eine klebrige Oberfläche der Werkstücke. Die Objekte in diesem Gerät wurden mittels 10 Blitzlichtschlägen pro Sekunde ausgehärtet. Der Durchhärteprozess lief in einem Wellenlängenbereich von 280 - 580 nm ab. Dieser Schritt der Nachbearbeitung bewirkt eine suffiziente Härtung aller Schichten 3D-gedruckter Objekte mit dementsprechend daraus resultierenden hohen physikalischen Werten (dentona AG, 2023).



Abbildung 25: Polymerisation durch Lichtgerät mit 2000 Blitzlichtschlägen

Beim Lichthärteprozess wurden wie vom Hersteller empfohlen zwei Durchgänge mit je 2000 Lichtblitzen durchlaufen. Weiters wurden die Werkstücke nach dem ersten Durchgang einmal gewendet.

Die letzten Bearbeitungsschritte waren das Entfernen der Supports von den Einzelhaken mittels eines feines Bohrers und die Trennung zweier verbundener ausgehärteter Werkstücke von der anfänglich mitdesignten „Box“ an der Längsseite der Basisplatte. Diese erfolgte mittels einer Diamant-Trennscheibe.

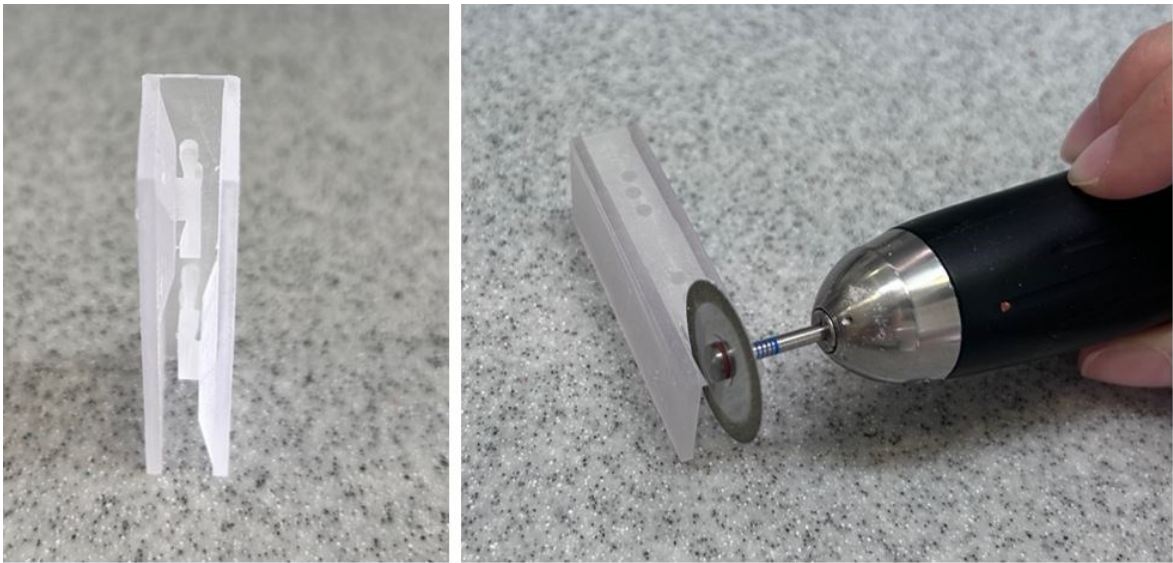
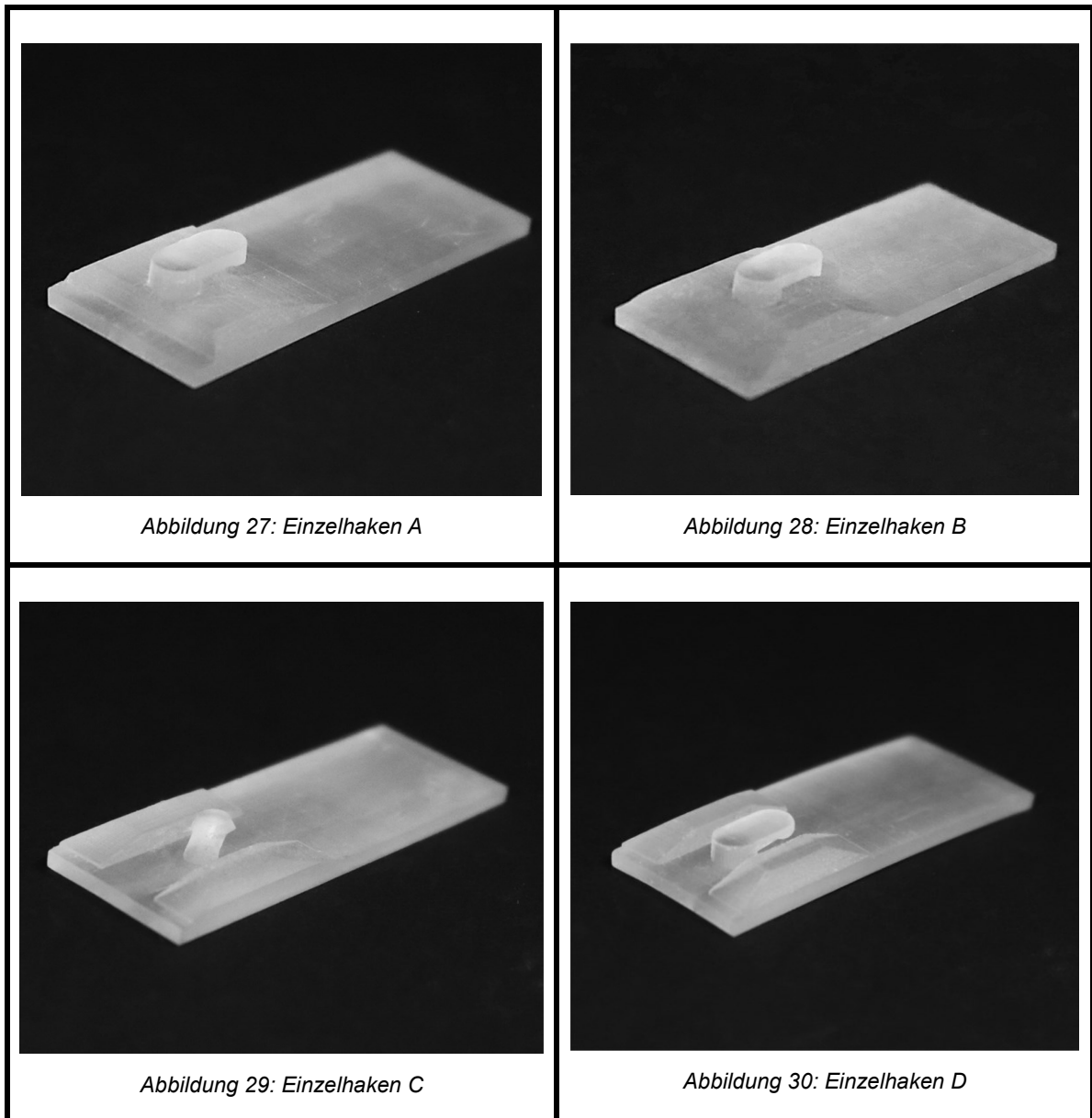


Abbildung 26: Verbundene Basisplatten und Trennung mittels Diamant-Trennscheibe

Fertig gedruckte und nachbearbeitete Designstücke A-D

Tabelle 5: Fertig 3D-gedruckte Einzelhaken A-D auf Basisplatten



Nach dem speziellen Designprozess der Einzelhaken, dem 3D-Druck und der Nachbearbeitung wurden die Objekte zum Zwecke der angestrebten Zugbelastungen, in die im Folgenden beschriebene Universalprüfmaschine eingebracht.

2.4 Die Universalprüfmaschine



Abbildung 31: Prüfmaschine Shimadzu AGS-X

Bei der „Shimadzu AGS-X“, von der gleichnamigen Firma Shimadzu Deutschland GmbH, handelt es sich um eine Universalprüfmaschine. Anhand dieser Maschine kann ein großes Spektrum an Materialparametern eingestellt werden, was wiederum individuelle Versuche ermöglicht.

Für die Handhabung und Durchführung von Materialtestungen ist die dazugehörige Software „Trapezium X-V“ erforderlich. Mit der Datenverarbeitungssoftware können nicht nur alle Funktionen der Maschine eingestellt, sondern auch die Ergebnisse aus einem erfolgten Versuch verarbeitet werden (Shimadzu Deutschland GmbH, [24.03.2024]).

Zusätzlich zur Sicherheitstür, die in vertikaler Richtung zum eigenen Schutz geschlossen werden kann, wurde an der Hinterseite der Prüfmaschine ein

Zusatzschutz angebracht, da nicht vorhersehbar war, in welche Richtung der mögliche Werkstückbruch erfolgt. Eine Interlock-Funktion verhindert die Durchführung eines Versuches bei geöffneter Sicherheitstür. Im Notfall kann durch den seitlich angebrachten Not-Aus-Schalter die Maschine zusätzlich gestoppt werden (Shimadzu Deutschland GmbH, [24.03.2024]).

An der Shimadzu AGS-X können Zug- und Druckversuche mit einer Belastbarkeit von 1 N bis 10 kN durchgeführt werden. Die Testgeschwindigkeit kann stufenlos von 0,001 - 1,000 mm/min erhöht werden (Shimadzu Deutschland GmbH, [24.03.2024]).

2.5 Der Versuchsaufbau

1. Grundlegendes

Zugversuche benötigen Kraftüberträger zwischen dem zu testenden Werkstück und der Maschine. Bei diesen Zwischenstücken sollten Fehlerquellen bestmöglich ausgeschlossen werden. Da davon auszugehen war, dass die Lochbänder früher als die Einzelhaken brechen, wurden in diesem Fall die sonst bei herkömmlichen vertikalen Kopf-Kinnkappen angewendeten Lochbänder also durch einen gebogenen Stahldraht ersetzt.



Abbildung 32: Eingespannter Stahldraht

Für den Zugversuch der vorliegenden Studie wurde eine maximale Belastung von 2000 g gewählt. Trat bei 1500 g noch keine Zerreißung des Einzelhakens auf, wurde die Kraft so lange kontinuierlich erhöht, bis eine solche eintrat.

In der Trapezium Software wurden für den Versuch folgende Parameter eingestellt:

- Testgeschwindigkeit 1 mm/Min
- Maximal angewendete Kraftgröße 1000 N

2. Einspannen des Stahlbgels inklusive Werkstückes

Der erwähnte Stahlbgel wurde in den oberen Teil (= der Teil, der durch die Maschine in Zug gesetzt wird) eingespannt. Anschließend wurde er einer Kalibration, die über die Computer Software Trapezium gesteuert werden kann, unterzogen. Danach wurden die Einzelhaken mit ihrer Basisplatte, wie bei einem herkömmlichen Klemmstock, in die Universalprüfmaschine eingespannt. Der Einzelhaken musste mit seinem Kopf nach unten positioniert sein. Wichtig war hierbei, dass der Hakenkopf und der Stahldraht ohne Druck aneinander zu liegen kamen.

Weiters wurde dabei beachtet, dass sich die Halterung, in die der Stahldraht eingespannt war so wie jene Halterung, in der die Basisplatte befestigt war, auf gleicher Achse befanden. Um eine vertikale Zugbelastung zu gewährleisten, mussten die Halterungen gleich ausgerichtet sein.

Generell konnte immer nur ein einzelner eingespannter Einzelhaken auf Zugbelastung getestet werden.

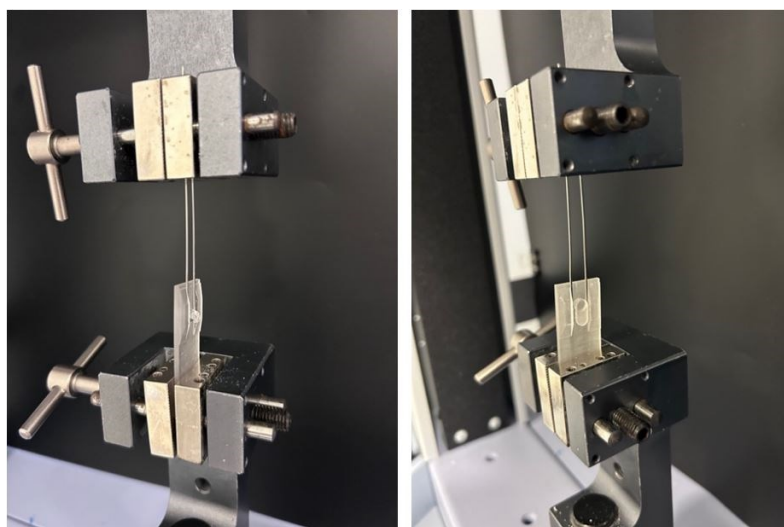


Abbildung 33: Eingespannte Einzelhaken Typ C (links) und D (rechts)

Die Shimadzu AGS-X Prüfmaschine übt die am Anfang über den Computer eingestellte Zugkraft (1 mm/Min) kontinuierlich aus, bis es zur Zerreißung des Objektes beziehungsweise des Einzelhakens kommt. Sobald die Zerreißung eintritt, stoppt die Prüfmaschine automatisch und der Messvorgang ist beendet. Die Schutzkappe kann geöffnet und ein neuer Einzelhaken eingespannt werden.

Der Zugversuch eines Einzelhakens lag bei einer Dauer von ca. einer Minute. Alle vier verschiedenen Einzelhakendesigns wurden gemäß der oben erläuterten Schritte auf dieselbe Art und Weise getestet.

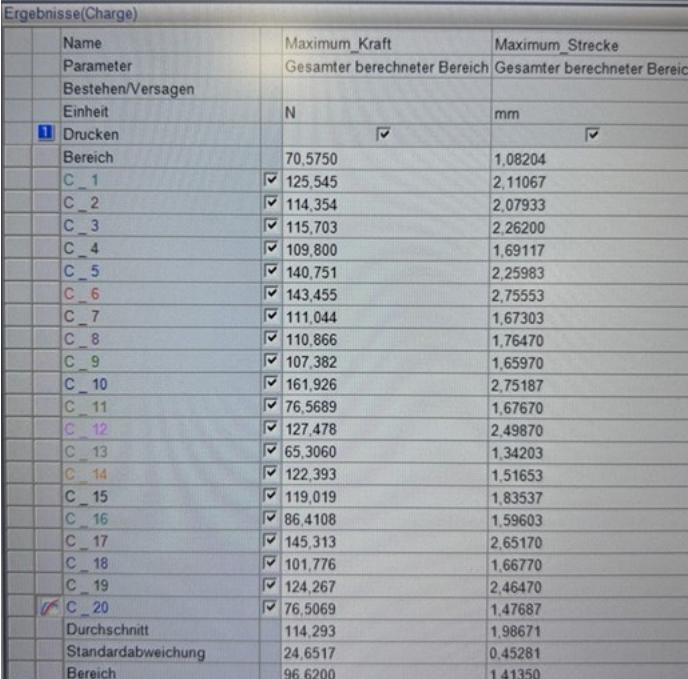
3 Datensammlung

3.1 Datenaufzeichnung

Der Test der Einzelhaken galt es beendet, sobald entweder der Einzelhakenkopf oder die Basisplatte gerissen war. Die Ergebnisse des Zugversuchs wurden automatisch in der Trapezium Software gespeichert.

Hauptzielgröße dieser Studie war die maximale Kraft, Nebenzielgröße die Streckgrenze bei Zugbelastung.

So wurden bei dem Versuch diese Parameter (maximale Kraft in Newton und maximale Strecke in Millimeter) aufgezeichnet. Nach der Messung von 20 Stück Einzelhaken ermittelte die Software zusätzlich den Durchschnitt und die Standardabweichung aus diesen zwei Parametern.



Name	Maximum_Kraft	Maximum_Strecke
Parameter	Gesamter berechneter Bereich	Gesamter berechneter Bereich
Bestehen/Versagen		
Einheit	N	mm
Drucken	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Bereich	70,5750	1,08204
C_1	<input checked="" type="checkbox"/> 125,545	2,11067
C_2	<input checked="" type="checkbox"/> 114,354	2,07933
C_3	<input checked="" type="checkbox"/> 115,703	2,26200
C_4	<input checked="" type="checkbox"/> 109,800	1,69117
C_5	<input checked="" type="checkbox"/> 140,751	2,25983
C_6	<input checked="" type="checkbox"/> 143,455	2,75553
C_7	<input checked="" type="checkbox"/> 111,044	1,67303
C_8	<input checked="" type="checkbox"/> 110,866	1,76470
C_9	<input checked="" type="checkbox"/> 107,382	1,65970
C_10	<input checked="" type="checkbox"/> 161,926	2,75187
C_11	<input checked="" type="checkbox"/> 76,5689	1,67670
C_12	<input checked="" type="checkbox"/> 127,478	2,49870
C_13	<input checked="" type="checkbox"/> 65,3060	1,34203
C_14	<input checked="" type="checkbox"/> 122,393	1,51653
C_15	<input checked="" type="checkbox"/> 119,019	1,83537
C_16	<input checked="" type="checkbox"/> 86,4108	1,59603
C_17	<input checked="" type="checkbox"/> 145,313	2,65170
C_18	<input checked="" type="checkbox"/> 101,776	1,66770
C_19	<input checked="" type="checkbox"/> 124,267	2,46470
C_20	<input checked="" type="checkbox"/> 76,5069	1,47687
Durchschnitt	114,293	1,98671
Standardabweichung	24,6517	0,45281
Bereich	96,6200	1,41350

Abbildung 34: Beispiel der Speicherung der Ergebnisse in der Trapezium Software anhand des Designs C

Durch die strikte Einhaltung des gleichen Testverfahrens konnte bei jedem Durchlauf eine hohe Reproduzierbarkeit sichergestellt werden. Dies bedeutet, dass unabhängig von Zeit und Ort die gleichen Bedingungen herrschten, was es ermöglichte, die Messungen konstant zu wiederholen.

3.2 Datenauswertung

Nach Abschluss der Messungen von insgesamt 80 Stück Einzelhaken, standen 176 Daten zur Auswertung zur Verfügung.

Die ermittelten Daten wurden zur Vereinfachung der statistischen Auswertung von der Trapezium Software in eine „Excel-Tabelle“ transferiert.

Die statistische Auswertung erfolgte gemäß des Verfahrens einer deskriptiven Statistik, durch welche Datensätze beschrieben und analysiert werden können. Dies wird in Form von Diagrammen und Tabellen, sowie durch die Berechnung verschiedener Kennzahlen wie dem Durchschnitt, der Varianz oder der Standardabweichung, dargestellt (Statista GmbH, [09.04.2024]).

Deskriptive Statistik

Typ	N	Min	Max	Mittelwert	Stabw.
A	20	160,9	266,4	218,7	30,7
B	20	128,0	198,6	167,0	17,0
C	20	65,3	161,9	114,3	24,7
D	20	116,2	227,8	152,7	27,1

Abbildung 35: Deskriptive Statistik mit Kennzahlen des Versuches

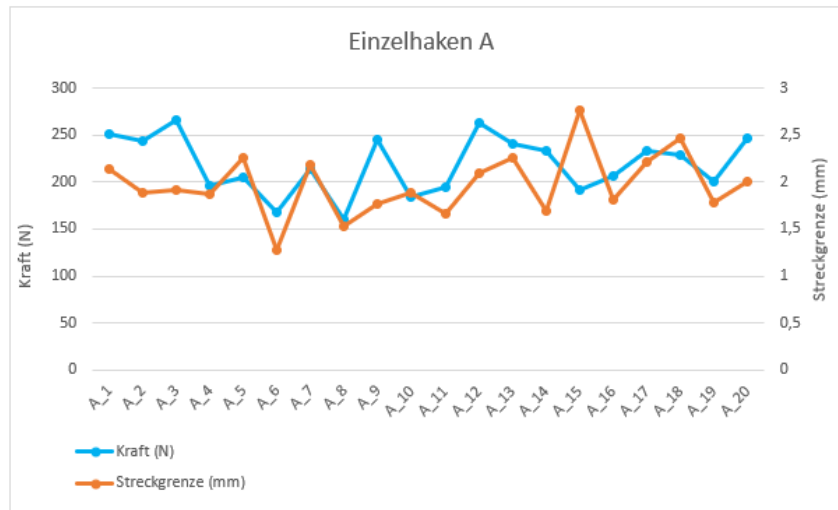
Die Untersuchung der Daten und der Vergleich der vier Gruppen basierte auf einer einfaktoriellen Varianzanalyse.

Der Test belegt mit einem $p < 0,001$ einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den Designtypen.

3.3 Messdaten

3.3.1 Einzelhaken A

Einheit	Kraft (N)	Streckgrenze (mm)
A_1	251,32	2,14
A_2	243,13	1,88
A_3	266,38	1,92
A_4	196,33	1,87
A_5	205,43	2,26
A_6	168,25	1,28
A_7	214,58	2,19
A_8	160,9	1,53
A_9	245,34	1,76
A_10	184,47	1,88
A_11	194,14	1,67
A_12	262,42	2,1
A_13	240,99	2,26
A_14	233,49	1,7
A_15	191,71	2,77
A_16	206,4	1,81
A_17	233,1	2,21
A_18	228,87	2,47
A_19	199,82	1,78
A_20	246,8	2,01



Durchschnitt:	218,69N	1,97mm
Standardabweichung:	30,75N	0,34mm
Bereich:	105,47N	1,48mm

Abbildung 36: Werteverlauf der Einzelhaken A

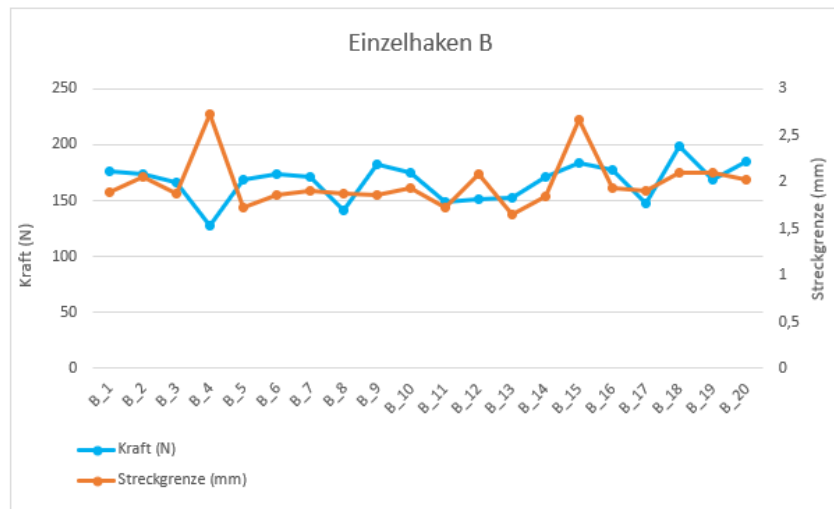
In punkto maximaler Kraft ergibt sich bei den 20 Einzelhaken ein Mittelwert von 218,69 N. Dieser Wert ist bei Modell A im Vergleich zu den anderen Designs der höchste. Die Standardabweichung beträgt dabei 30,75 N und ist vergleichbar mit den Werten von Design C und D. Die Messergebnisse haben eine Spannweite von 105,47 N.

Der Mittelwert der erreichten Streckgrenze beträgt 1,97 mm, bei der Standardabweichung kommt man auf 0,34 mm. Die 20 erreichten Streckgrenzen befinden sich in einem Bereich von 1,48 mm.

Es ist im Werteverlauf erkennbar, dass die Messergebnisse konstant geblieben sind, was bedeutet, dass keine äußeren Einflüsse die Messung verfälscht haben. Der Versuchsaufbau war somit erfolgreich.

3.3.2 Einzelhaken B

Einheit	Kraft (N)	Streckgrenze (mm)
B_1	175,85	1,89
B_2	173,7	2,05
B_3	165,88	1,87
B_4	128,05	2,73
B_5	168,4	1,73
B_6	173,67	1,86
B_7	170,77	1,9
B_8	141,24	1,88
B_9	182,79	1,86
B_10	174,37	1,93
B_11	149,08	1,73
B_12	151,85	2,09
B_13	152,73	1,65
B_14	170,76	1,84
B_15	183,58	2,67
B_16	177,03	1,94
B_17	147,93	1,91
B_18	198,62	2,1
B_19	168,63	2,1
B_20	184,65	2,02



Durchschnitt:	166,98N	1,99mm
Standardabweichung:	17N	0,27mm
Bereich:	70,58N	1,08mm

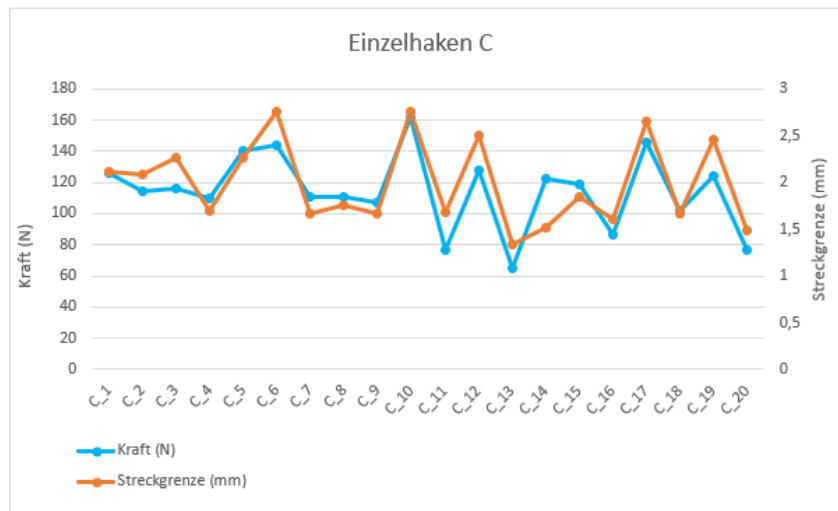
Abbildung 37: Werteverlauf der Einzelhaken B

Der Mittelwert der maximal ausgehaltenen Kraft aller 20 Messungen ergibt 166,98 N mit einer Standardabweichung von 17,00 N. Die gemessenen Werte befinden sich innerhalb von 70,58 N. Das Modell B erzielte sowohl im Bereich der Messwerte als auch in der Standardabweichung die besten Ergebnisse unter den vier Designs. Bei der erreichten Streckgrenze beträgt der Mittelwert 1,99 mm, mit einer Standardabweichung von 0,27 mm. Diese Werte liegen in einem Bereich von 1,08 mm.

Beim Werteverlauf über alle 20 Messungen ist zu erkennen, dass sich die Messergebnisse konstant gehalten haben.

3.3.3 Einzelhaken C

Einheit	Kraft (N)	Streckgrenze (mm)
C_1	125,55	2,11
C_2	114,35	2,08
C_3	115,7	2,26
C_4	109,8	1,69
C_5	140,75	2,26
C_6	143,46	2,76
C_7	111,04	1,67
C_8	110,87	1,76
C_9	107,38	1,66
C_10	161,93	2,75
C_11	76,57	1,68
C_12	127,48	2,5
C_13	65,31	1,34
C_14	122,39	1,52
C_15	119,02	1,84
C_16	86,41	1,6
C_17	145,31	2,65
C_18	101,78	1,67
C_19	124,27	2,46
C_20	76,51	1,48



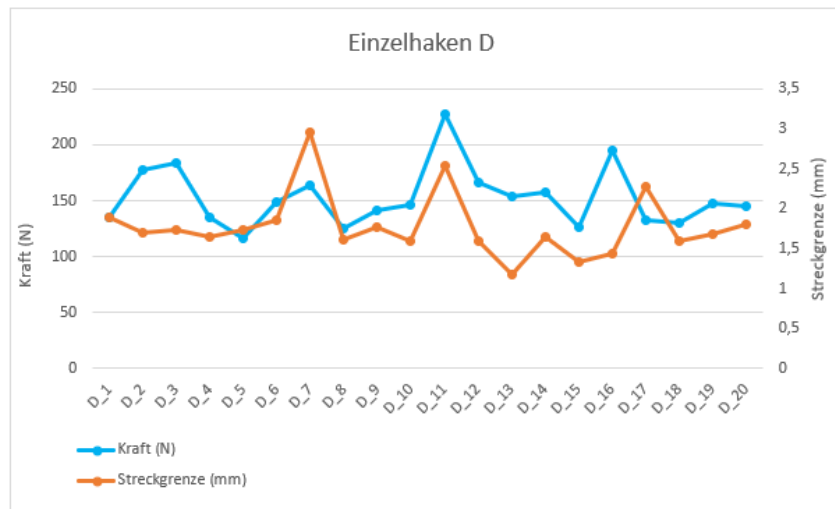
Durchschnitt:	114,29N	1,99mm
Standardabweichung:	24,65N	0,45mm
Bereich:	96,62N	1,41mm

Abbildung 38: Werteverlauf der Einzelhaken C

Mit einem Durchschnittswert von 114,29 N für die maximal tolerierte Kraft über alle 20 Messungen, wurde hier im Vergleich zu den anderen Designs der geringste Wert erzielt. Die Standardabweichung kann mit 24,65 N als unauffällig bezeichnet werden. Die gemessenen Werte befinden sich in einem Bereich von 96,62 N. Bezüglich der erreichten Streckgrenze kommt man mit 1,99 mm auf ein ähnliches Ergebnis wie bei Design A und B, die Standardabweichung beläuft sich auf 0,45 mm. Diese Werte befinden sich in einem Bereich von 1,41 mm. Auch hier haben sich die Messungen über alle 20 Einzelhaken hinweg konstant gehalten.

3.3.4 Einzelhaken D

Einheit	Kraft (N)	Streckgrenze (mm)
D_1	134,85	1,89
D_2	177,57	1,7
D_3	183,48	1,73
D_4	134,51	1,65
D_5	116,15	1,73
D_6	149,26	1,85
D_7	163,81	2,96
D_8	124,67	1,61
D_9	141,86	1,77
D_10	146,11	1,59
D_11	227,78	2,53
D_12	166,32	1,59
D_13	154,24	1,17
D_14	157,44	1,65
D_15	125,83	1,33
D_16	194,53	1,43
D_17	132,44	2,28
D_18	129,82	1,6
D_19	147,96	1,69
D_20	145,22	1,8



Durchschnitt:	152,69N	1,78mm
Standardabweichung:	27,11N	0,4mm
Bereich:	111,62N	1,79mm

Abbildung 39: Werteverlauf der Einzelhaken D

Für die maximale ausgehaltene Kraft liegt der Mittelwert bei 152,69 N, mit einer Standardabweichung von 27,11 N. Die gemessenen Werte befinden sich in einem Bereich von 111,62 N.

Die Streckgrenze beträgt 1,78 mm und ist somit im Mittelwert um ca. 0,2 mm geringer als bei den drei anderen Designs. Dabei beläuft sich die Standardabweichung auf 0,4 mm. Diese Messwerte haben eine Bandbreite von 1,79 mm.

Beim Werteverlauf ist keine steigende oder fallende Tendenz erkennbar.

4 Ergebnisse

Die folgenden Boxplot-Diagramme veranschaulichen die Testergebnisse der vier unterschiedlichen Designs der Einzelhaken.

Auf der X-Achse sind die Einzelhaken A, B, C und D abgebildet. Die Messgröße auf der Y-Achse ist die Kraft in Newton, welche die Werte von 0 N bis 300 N darstellt.

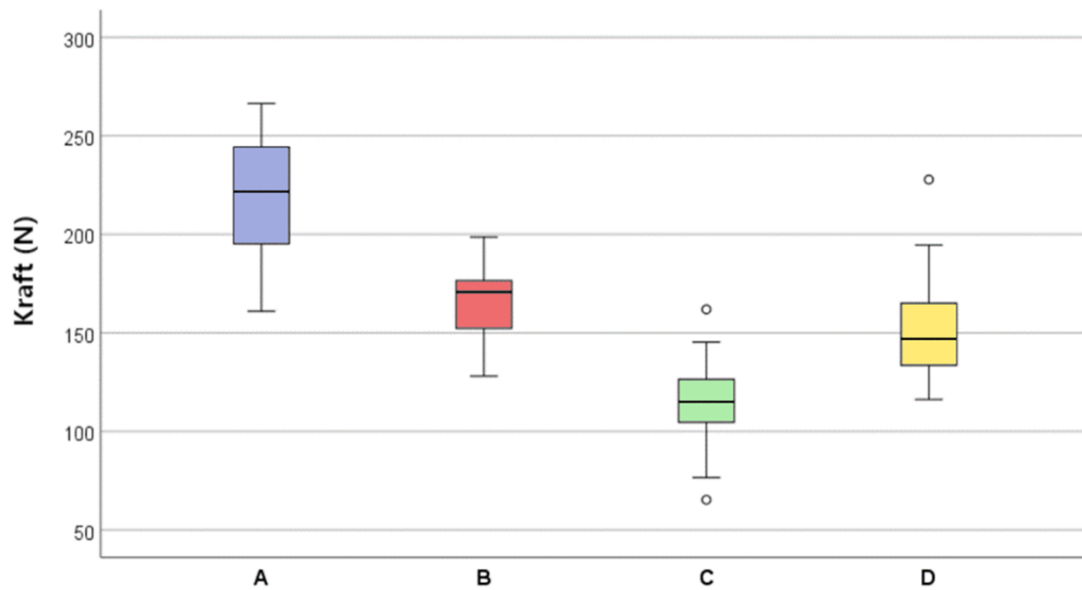


Abbildung 40: Darstellung aller Daten in einem Boxplot

4.1 Ergebnisse der Einzelhaken A

Es ist evident, dass der Einzelhaken A die höchste Belastbarkeit aufweist. Der Median der Zugkräfte liegt bei 221 N, was deutlich über den Werten der anderen drei Einzelhaken liegt. Die Spannweite der Werte erstreckt sich generell von 160 N bis 266 N, wobei 50 % der Werte innerhalb des Intervalls von 196 N bis 243 N liegen, was im Vergleich zu den anderen Designs signifikant besser ist. Die Streuung der Werte ist im Vergleich zu den anderen Designs am größten, was durch eine Standardabweichung von 30 N bestätigt wird. Die Verteilung der Werte um den Median (221 N) ist annähernd symmetrisch, wie durch die Platzierung des Medians in der Mitte des Interquartilabstandes (Box) ersichtlich wird. Des Weiteren wurden keine Ausreißer festgestellt.

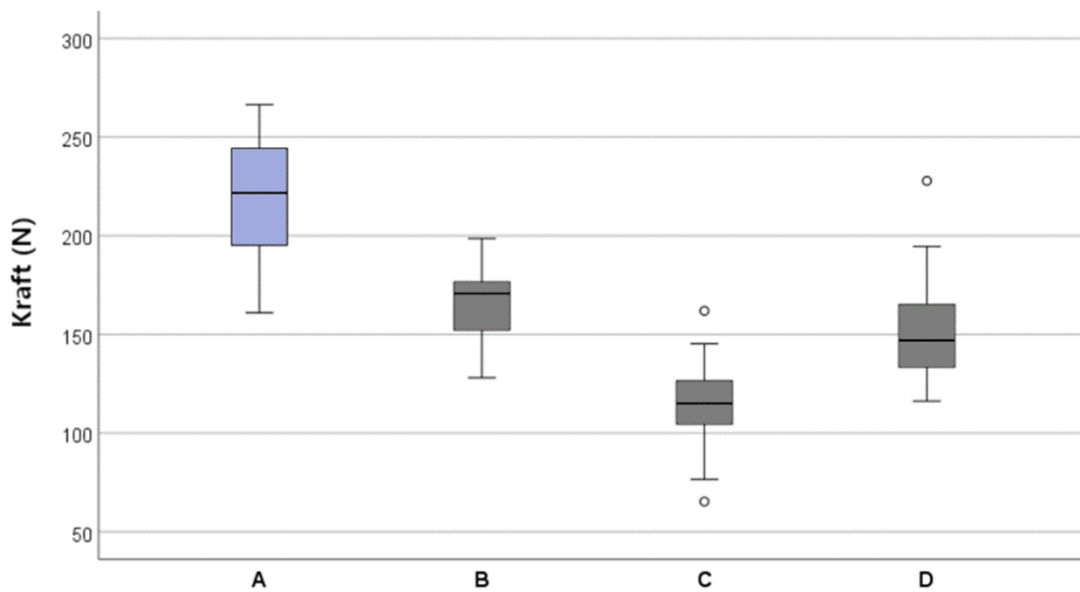


Abbildung 41: Darstellung der Box A in violett

4.2 Ergebnisse der Einzelhaken B

Alle Werte erstrecken sich von 128 N bis 198 N. Der Interquartilsabstand liegt zwischen 152 N und 175 N, wobei der Median bei 170 N liegt. Dies deutet darauf hin, dass die Leistung nicht so herausragend ist wie bei Einzelhaken A, aber ähnlich wie bei Einzelhaken D und besser als bei Einzelhaken C. Die Streuung ist geringer als bei Design A und vergleichbar mit Design C und D, wobei die Standardabweichung bei 17 N liegt. Es wurden auch hier keine Ausreißer festgestellt. Die Verteilung der Werte ist ungleichmäßig, da der Median sich in der Box an der oberen Seite befindet.

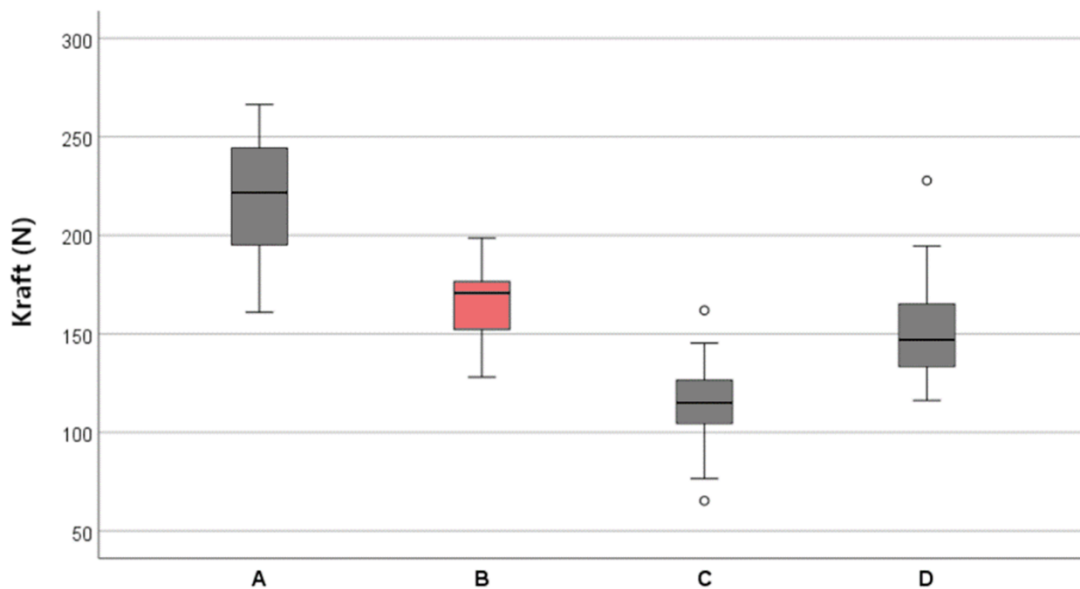


Abbildung 42: Darstellung der Box B in rot

4.3 Ergebnisse der Einzelhaken C

Beim Einzelhaken C sind die Testergebnisse im Vergleich zu den anderen Designs am schwächsten ausgefallen. Der Median beträgt 115 N und ist somit um 106 N kleiner als bei Design A. Hier befinden sich 50 % der erfassten Daten zwischen 107 N und 125 N. Die Antennen dieses Boxplot-Diagramms erstrecken sich von 75 N bis 146 N und lassen deutlich zwei Ausreißer erkennen. Einmal einen Ausreißer nach unten mit 61 N und einen nach oben mit 161 N. Diese beiden Punkte befinden sich nicht mehr im erwarteten Schwankungsbereich. Die Standardabweichung hingegen beträgt 25 N und ist somit ähnlich gut wie bei Einzelhaken B. Hierbei handelt es sich um eine symmetrische Verteilung der Werte.

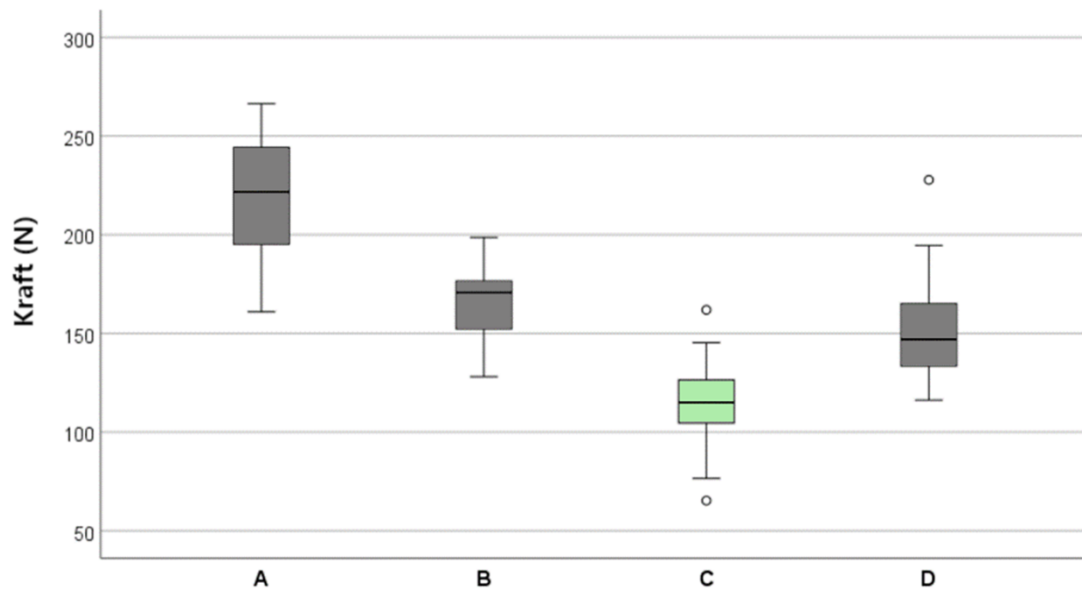


Abbildung 43: Darstellung der Box C in grün

4.4 Ergebnisse der Einzelhaken D

Mit einem mittleren Wert von 147 N und einem Interquartilsabstand von 134 N bis 163 N kann man dieses Boxplot-Diagramm mit dem Boxplot von Einzelhaken B vergleichen. Hierbei ist das Ergebnis somit auch besser als bei Design C, aber schlechter als bei Design A. Das gesamte Diagramm erstreckt sich von 116 N bis 195 N, wobei aber ein starker Ausreißer nach oben mit 227 N erkennbar ist. Die Standardabweichung beträgt hier 27 N. Außerdem sind die Werte ungleich verteilt.

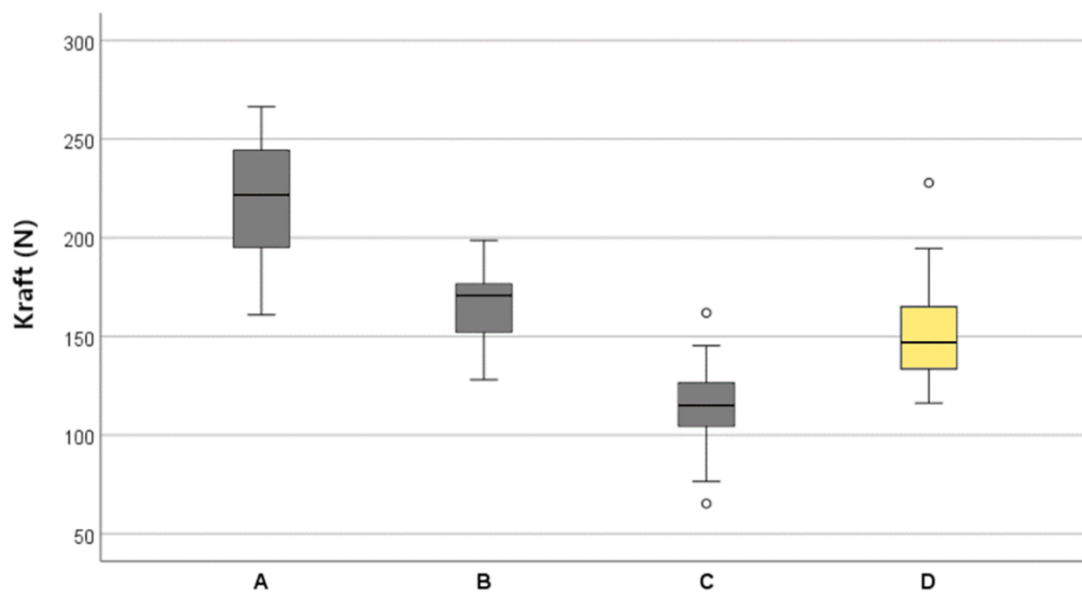


Abbildung 44: Darstellung der Box D in gelb

4.5 Bruchstellen der Einzelhaken

Die Bruchstellen aller B, C und D Samples sehen sehr ähnlich aus. Bei allen drei Varianten ist der Haken aus der Platte ausgebrochen. Bei Einzelhaken A hingegen manifestiert sich eine andere Bruchstelle: bei diesem Design ist unter der hohen Kraft die Basisplatte gebrochen. Das bedeutet, dass hier der Einzelhaken besser an der Platte gehalten hat als bei den drei anderen Varianten.

Die folgende Grafik zeigt eine für alle Einzelhaken repräsentative Darstellung der aufgetretenen Bruchstellen:

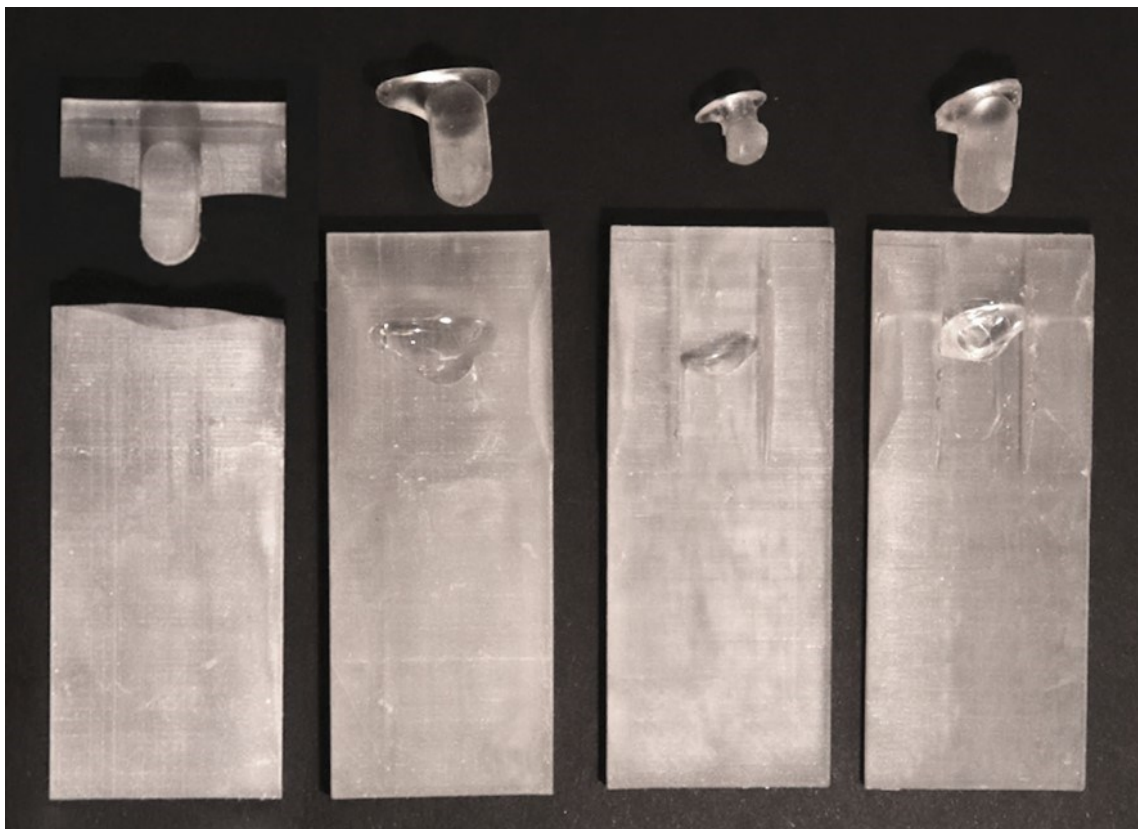


Abbildung 45: Bruchstellen der Einzelhaken A-D von links nach rechts

5 Diskussion

Wie bereits erwähnt, untersuchte die vorliegende Diplomarbeit die Belastbarkeit von vier verschiedenen 3D-gedruckten Einzelhaken-Designs (A, B, C und D) auf die maximale Belastung von 1500 g (14,71 N). Dabei muss festgehalten werden, dass mit 1500 g eine Kraftgröße gewählt wurde, die weit über der klinisch applizierten Höchstkraft liegt.

Die Ergebnisse liefern wichtige Einblicke in die Leistungsfähigkeit und Robustheit dieser Designs.

Es ist aus den Ergebnissen dieser In-vitro-Studie zu erkennen, dass alle vier Designvarianten über weite Ausmaße der Zugbelastung von 1500 g standhalten können. Keine der Varianten lag unter den geforderten 1500 g. Somit wurden unsere Erwartungen erfüllt.

Da die Ergebnisse basierend auf den Designvarianten unterteilt sind, ist es auch sinnvoll, die Diskussion nach diesen Varianten aufzuschlüsseln.

Einzelhakendesign A weist die höchste Belastbarkeit aller Varianten auf und zeigt keinen Ausreißer, was auf eine konsistente Leistung hinweist. Die Daten legen nahe, dass Design A besonders geeignet ist, um den kieferorthopädischen Belastungen standzuhalten.

Bei diesem Einzelhakendesign treten die Brüche in jenem Bereich der Platte auf, auf dem der Hakenkopf steht und wo sich die Basisverstärkung befindet, wodurch es nicht zur Zerreißen des Hakenkopfes kommt. Dies könnte auf die ausgeprägtere, nach vorne auslaufende Verstärkung zurückzuführen sein.

In Bezug auf den klinischen Einsatz wäre es womöglich sinnvoller, Variante B, D oder C zu wählen, da diese über seitliche Verstärkungen verfügen, welche genau in diesem Bruchbereich positioniert sind. Darüber hinaus ist zu bedenken, dass ein Bruch der Platte nur unter extremen Belastungen auftreten würde, etwa wenn die Platte einer beträchtlichen Kraft von etwa 16400 g (160,9 N) ausgesetzt wäre.

Es ist auch zu berücksichtigen, dass Design A keine seitliche Verstärkung aufweist und die Haken freiliegen. Dieser Aspekt ist von klinischer Bedeutung, da der

Komfort der Patient*innen während der Behandlung ebenso eine wichtige Rolle spielt. Diese exponierte Form des Hakens könnte potenziell den Tragekomfort beeinträchtigen und dazu führen, dass die Patient*innen eher an Gegenständen hängen bleiben. Es wäre deswegen zu überdenken, dieses Design zu modifizieren, und den Hakenkopf im 45 Grad Winkel auf die Basisplatte zu stellen und eine bessere Verstärkung im Sprungbereich zu entwerfen.

Einzelhakendesign B zeigt bei seinen Ergebnissen im Vergleich zu Design A eine geringere Belastbarkeit. Diese Diskrepanz deutet darauf hin, dass Einzelhaken B zwar eine gute, aber nicht so robuste Leistung wie Design A besitzt. Es ist wichtig anzumerken, dass der Einzelhaken B wie auch das Design A mit einem exponierten Hakenkopf konstruiert ist, was ebenfalls potenziell den Tragekomfort der Patient*innen beeinträchtigen könnte.

Interessanterweise tritt beim Einzelhaken B die Zerreißung im Bereich des Hakenkopfes auf, während es bei Design A hauptsächlich im Bereich der Platte zu Brüchen kommt. Dies legt nahe, dass die breit auslaufende Verstärkung nach vorne und hinten, wie sie bei Einzelhaken B konstruiert ist, mglichlicherweise robuster ist als diejenige von Design A. Diese Erkenntnis könnte bedeutende Auswirkungen für die Konstruktion und den Einsatz von extraoralen Apparaturen haben, da sie auf die Wichtigkeit verschiedener Verstrkungsdesigns hinweist.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass trotz der geringeren Belastbarkeit von Einzelhaken B im Vergleich zu Design A nicht nur die Robustheit der Verstärkung, sondern auch weitere Faktoren berücksichtigt werden müssen.

Einzelhakendesign C Einzelhakendesign C zeigt die niedrigste Belastbarkeit aller Varianten auf. Obwohl die Streuung von den mittleren 50 % der gemessenen Werte sehr gering ist, gibt es auch zwei Ausreißer nach oben und unten, womit man auf einen ähnlichen Bereich der Werte wie bei Design A kommt.

Designvariante C bietet jedoch klare Vorteile für den Patient*innenkomfort und die Anwenderfreundlichkeit. Durch den knopfförmigen Hakenkopf gestaltet sich das Einhängen des Lochbandes der vertikalen Kinnkappe für die Patient*innen am einfachsten im Vergleich aller Modelle.

Zudem kann das Lochband in der seitlichen Verstärkung versenkt werden, was dazu führt, dass keine exponierte Stelle vorhanden ist, die potenziell Unannehmlichkeiten verursachen könnte.

Für die Behandler*innen bietet Designvariante C möglicherweise einige Herausforderungen hinsichtlich ihrer geringeren Belastbarkeit. Dennoch ist anzumerken, dass trotz der niedrigsten Belastbarkeit im Vergleich zu den anderen Designs die Festigkeit von Design C immer noch deutlich den geforderten 1500 g standhält. Dies bedeutet, dass die Designvariante C trotz ihrer geringeren Belastbarkeit für die klinische Anwendung immer noch ausreichend stark ist.

Einzelhakendesign D weist eine höhere Belastbarkeit als Design C auf, jedoch eine geringere Belastbarkeit als Design A. Die Streuung der Werte ist ähnlich wie bei Einzelhaken B und C, jedoch deutet ein starker Ausreißer nach oben auf potenzielle Variationen hin. Dies legt nahe, dass Designvariante D möglicherweise nicht die konsistenteste Leistung zeigen könnte und eine gewisse Varianz in den Ergebnissen aufweist.

Wie bei Design C steht auch bei Designvariante D das Patient*innenhandling im Vordergrund, insbesondere das Einhängen des Lochbandes. Hierbei bietet diese Designvariante noch zusätzliche Sicherheit, da das Lochband durch die seitliche Verstärkung in einer geschützten Position liegt, was das Risiko des „Rausrutschen“ aus der Einhängvorrichtung verringern könnte.

Es ist jedoch zu beachten, dass das Einhängen des Lochbandes am Hakenkopf aufgrund des Kopfdesigns von Design D (Kopf mit Überhang nach vorne und unten siehe Kapitel 2.2.2) möglicherweise etwas schwieriger sein könnte. Dies könnte potenziell zu Problemen bezüglich des Patient*innenkomforts führen und die Behandler*innen vor zusätzliche Herausforderungen stellen.

Ein zusätzlicher Aspekt, der in Betracht gezogen werden sollte, ist die Auswahl des Materials für diese extraoralen kieferorthopädischen Apparaturen. In Studien von Franchi et al., 2022; Aragón-Niño et al., 2024; Ronsivalle et al., 2024 wurden Materialien wie zum Beispiel elastische Kunststoffe (etwa Flexibles 80A Resin oder BioMed Clear Resin), die möglicherweise anderen Eigenschaften und Vorteile bieten könnten, für 3D-gedruckte Applikationen verwendet. Diese Materialien

könnten andere Ergebnisse in der Anwendbarkeit für die Patient*innen, der auszuhaltenden Zugbelastung und in der Anpassungsfähigkeit der Apparaturen liefern. Es wäre daher von Bedeutung, in zukünftigen Forschungen einen Vergleich der Leistung und Eignung dieser Materialien gegen jenes in dieser Studie verwendete zu ziehen. Die Wahl des Materials könnte somit einen zusätzlichen Einfluss auf die Gesamtleistung und Eignung der verschiedenen Designvarianten haben.

Ein weiterer Faktor, der eine wichtige Rolle spielen könnte, ist die Druckrichtung von 3D-gedruckten Objekten. Die Art und Weise der Schichtung, also wie ein Objekt während des 3D-Drucks aufgebaut wird, kann Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften und damit auf das Design haben. Da jede Schicht einzeln aufgetragen und anschließend durch einen Projektor auspolymerisiert wird, entsteht ein sehr guter Verbund zwischen den einzelnen Schichten. Aufgrund dessen das beim 3D-Druck die Ausrichtung der Einzelhaken auf der Bauplatte individuell vom Benutzer gewählt werden kann, könnte es zu Unterschieden in der Standhaltung der Schichtungsrichtungen gegenüber der Zugbelastung kommen. Da sich horizontale von senkrecht gedruckte Basisplatten in der Anzahl der Schichten differenzieren, könnten senkrechte gedruckte Haken durch die größere Schichtanzahl eine höhere Zugbelastung aushalten. Daher wäre es von Bedeutung, die Auswirkung der Druckrichtung auf das Design und die Leistung der kieferorthopädischen Apparaturen in einer Folgestudie zu analysieren, insbesondere im Hinblick auf die Wahl des Materials und die Konstruktion der Verstärkungen.

Insgesamt verdeutlichen diese zusätzlichen Beobachtungen die Vielschichtigkeit der Auswahl kieferorthopädischer Einzelhaken. Es ist von großer Bedeutung, neben der reinen Belastbarkeit auch Aspekte wie Versagensmechanismen und Handhabung zu berücksichtigen. Diese Studie bietet Informationen für die Auswahl und Anwendung kieferorthopädischer Einzelhaken, um darauf aufbauend Empfehlungen für die Optimierung der Designs abzuleiten. Das Design A wäre unter Umständen zu bevorzugen, wenn hohe Belastungen erwartet werden oder Designvariante C, wenn die Einfachheit in der Patient*innenanwendung im Vordergrund steht.

6 Fazit

- Alle Designvarianten an Einzelhaken (A, B, C, D) haben den geforderten 1500 g (14,71 N) standgehalten.
Sie haben unsere Erwartungen erfüllt und sind somit als kraftübertragende Teile für extraorale kieferorthopädische Gerätschaften geeignet.
- Einzelhakendesign A wies die höchste und Einzelhakendesign C die niedrigste Standhaltung gegenüber der Zugbelastung auf.
- Design C kann sich durch den knopfförmigen Einzelhakenkopf in Bezug auf das Patient*innenhandling als vorteilhaft in der Anwendung zeigen.
- Bei den Testergebnissen zeigte sich, dass der verwendete Kunststoff PMMA als sehr geeignet angenommen werden kann.
- Für weitere Studien wäre es von Interesse, das in der vorliegenden Arbeit verwendete Material (PMMA) mit elastischen Kunststoffen in Hinblick auf Leistung und Tragekomfort zu vergleichen.

7 Literaturverzeichnis

Al Jabri, M. *et al.* (2018) 'Anterior open bite and its management in orthodontics: A systemic review', *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS) e-ISSN*, 17(6), pp. 49–54. Available at: <https://doi.org/10.9790/0853-1706054954>.

Aragón-Niño, Í. *et al.* (2024) 'Surface scanned 3D designed customized chinstrap for the treatment of intraoral dehiscence in polytraumatized patient. Technical note', *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, pp. 240–242. Available at: <https://doi.org/10.4317/jced.61339>.

Basciftci, F.A. and Karaman, ; A I (2002) 'Effects of a Modified Acrylic Bonded Rapid Maxillary Expansion Appliance and Vertical Chin Cap on Dentofacial Structures', *Angle Orthodontist*. Available at: <http://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-pdf/72/1/61/1371294/0003-3219>.

Bishara, S.E., Ortho, D. and Jakobsen, J.R. (1985) 'Longitudinal changes in three normal facial types', *American Journal of Orthodontics*, 88(6), pp. 466–502. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0002-9416\(85\)80046-4](https://doi.org/10.1016/S0002-9416(85)80046-4).

Björk, A. (1969) 'Prediction of mandibular growth rotation', *American Journal of Orthodontics*, 55(6), pp. 585–599. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(69\)90036-0](https://doi.org/10.1016/0002-9416(69)90036-0).

Bock, J.J. *et al.* (2005) 'Classification of Anterior Open Bite Using Individualized Cephalometry', *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66(5), pp. 338–348. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00056-005-0330-x>.

Bock, J.J., Bock, J. and Bock, F. (2011) *Grundwissen Kieferorthopädie, Interdisziplinäre Zusammenarbeit, Diagnostik, Therapie*. 2. Auflage. Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG.

Buschang, P.H., Sankey, W. and English, J.P. (2002) 'Early treatment of hyperdivergent open-bitemalocclusions', *Seminars in Orthodontics*, 8(3), pp. 130–140. Available at: <https://doi.org/10.1053/sodo.2002.125432>.

Cangialosi, T.J. (1984) 'Skeletal morphologic features of anterior open bite', *American Journal of Orthodontics*, 85(1), pp. 28–36. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90120-9](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90120-9).

Chang, Y. II and Moon, S.C. (1999) 'Cephalometric evaluation of the anterior open bite treatment', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(1), pp. 29–38. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70313-6](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70313-6).

dentona AG (2021) Offene 3D Drucker. PDF-Dokument, https://dentona.de/media/pdf/17/0d/3e/2021-09_8-Seiter-3D-Drucker_ASIGA_LAYOUT.pdf (Accessed: 22.03.2024).

dentona AG (2023) Gebrauchsanweisung optiprint 385. PDF-Dokument, https://dentona.de/media/12/66/38/1710518923/2023-03_IFU_optiprint_3D-resins-I_nMD-DE-EN-FR-NL-ES-IT_625x297.pdf (Accessed: 24.03.2024).

Diedrich, P. (2000) Kieferorthopädie 1. 4. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag München.

Domininghaus, H. (2012) Kunststoffe. Edited by P. Elsner, P. Eyerer, and T. Hirth. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-16173-5>.

Farmand, M., Obwegeser, H. and Schmid-Meier, E. (1991) 'Fehlbildungen des Gesichtsschädels', in U. Mödder et al. (eds) *Gesichtsschädel Felsenbein · Speicheldrüsen · Pharynx · Larynx Halsweichteile: Diagnostik mit bildgebenden Verfahren*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, pp. 1–48. Available at: https://doi.org/10.1007/978-3-642-71802-1_1.

Fastermann, P. (2014) 3D-Drucken. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-40964-6>.

Fontana, M. *et al.* (2020) 'Frühbehandlung des skelettal offenen Bisses mit Gaumennahterweiterung und myofunktioneller Therapie: Drei Fallbeispiele', *Kieferorthopädie: die Zeitschrift für die Praxis*, 34(1), pp. 15-30.

Formlabs (no date) Leitfaden zum Kunstharz-3D-Druck: SLA, DLP, MSLA und LCD. Available at: <https://formlabs.com/de/blog/vergleich-3d-druck-sla-dlp/> (Accessed: 22.03.2024).

Franchi, L. *et al.* (2022) '3D Printed Customized Facemask for Maxillary Protraction in the Early Treatment of a Class III Malocclusion: Proof-of-Concept Clinical Case', *Materials*, 15(11). Available at: <https://doi.org/10.3390/ma15113747>.

Grosfeld, O. (1958) 'Ein Fall von Dysostosis mandibulo-facialis', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 19(3), pp. 217–224. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF02168710>.

Habersack, I. and Rudzki, K. (2023) Der frontoffene Biss: Diagnose, Differenzialdiagnose und Prognose, *ZWP online*. Available at: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/multibandtechnik/der-frontoffene-biss-diagnose-differenzialdiagnose-und-prognose> (Accessed: 07.06.2024).

Hapak, F.M. (1964) 'Cephalometric appraisal of the open-bite case', *The Angle Orthodontist*, 34(1), pp. 65–72.

Harzer, W. (2011) Kieferorthopädie. Edited by W. Harzer. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. Available at: <https://doi.org/10.1055/b-002-41844>.

Heckmann, U. (1967) 'Der offene Biß und seine Behandlung', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 28(2), pp. 195–204. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF02166318>.

Hellman, M. (1931) 'Open-bite', *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 17(5), pp. 421–444. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0099-6963\(31\)80143-7](https://doi.org/10.1016/S0099-6963(31)80143-7).

İşcan, H.N. *et al.* (2002) 'Effects of vertical chin cap therapy on the mandibular morphology in open-bite patients', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(5), pp. 506–511. Available at: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.128643>.

Jarabak, J.R. (1983) 'Open bite', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 44(2), pp. 122–133. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF01997308>.

Kahl-Nieke, B. (2017) *Einführung in die Kieferorthopädie*. 3rd edn. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.

Kirschneck, C. and Lux, C.J. (2021) *Ideale Behandlungszeitpunkte kieferorthopädischer Anomalien*. PDF-Dokument, https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-038I_S3_Ideale-Behandlungszeitpunkte-kieferorthopaedischer-Anomalien_2022-01_01.pdf (Accessed: 25.04.2024).

Knigge, R.P. *et al.* (2021) 'Geometric morphometric analysis of growth patterns among facial types', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 160(3), pp. 430–441. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.04.038>.

Kunststoffe (no date) Polymethylmethacrylat (PMMA). Available at: <https://www.kunststoffe.de/a/grundlagenartikel/polymethylmethacrylat-pmma-285618> (Accessed: 23.03.2024).

Lisson, J. and Heckmann, K. (2008) 'Die Rolle der Orofazialen Dyskinesien bei „offenem Biss“', *Sprache · Stimme · Gehör*, 32(02), pp. 57–63. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-2008-1078725>.

Loufty, M.S. (1973) 'Cephalometric evaluation of deep overbite and anterior open bite in Kuwait school children', *Transactions of the European Orthodontic Society*, pp. 281–285.

Moss, M.L. and Salentijn, L. (1971) 'Differences between the functional matrices in anterior open-bite and in deep overbite', *American Journal of Orthodontics*, 60(3), pp. 264–280. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(71\)90135-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(71)90135-7).

Muller, G. (1963) 'Growth and Development of the Middle Face', *Journal of Dental Research*, 42(1), pp. 385–399. Available at: <https://doi.org/10.1177/00220345630420014601>.

Müller, H.-J. (1976) 'Der ANB-Winkel bei der Behandlung des Distalbisses mit dem Aktivator', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 37(3), pp. 263–271. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF02168671>.

Muselmani, B. (2023) *Der offene Biss: Ätiologie und Fallbeispiele genetischer Faktoren – ZWP online – das Nachrichtenportal für die Dentalbranche*. Available at: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/therapie/der-offene-biss-atiologie-und-fallbeispiele> (Accessed: 01.03.2024).

Myofuntional Research Co. (no date) Myobrace, Proven Results. Available at: <https://myobrace.com/en-au/what-is-myobrace/proven-results> (Accessed: 07.06.2024).

Nahoum, H.I. (1971) 'Vertical proportions and the palatal plane in anterior open-bite', *American Journal of Orthodontics*, 59(3), pp. 273–282. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(71\)90100-X](https://doi.org/10.1016/0002-9416(71)90100-X).

Nahoum, H.I. (1975) 'Anterior open-bite: A cephalometric analysis and suggested treatment procedures', *American Journal of Orthodontics*, 67(5), pp. 513–521. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(75\)90297-3](https://doi.org/10.1016/0002-9416(75)90297-3).

Nanda, S.K. (1988) 'Patterns of vertical growth in the face', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(2), pp. 103–116. Available at: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(88\)90287-9](https://doi.org/10.1016/0889-5406(88)90287-9).

Ng, C.S.T., Wong, W.K.I.T.R. and Hagg, U. (2008) 'Orthodontic treatment of anterior open bite', *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(2), pp. 78–83. Available at: <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2007.00877.x>.

Nötzel, F. and Schultz, C. (2008) *Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik, Analysen und Tabellen für die Praxis*. 2. überarbeitete Auflage. Deutscher Zahnärzte Verlag.

Pearson, L.E. (1978) 'Vertical Control in Treatment of Patients Having Backward-Rotational Growth Tendencies', *The Angle Orthodontist*, 48(2), pp. 132–140. Available at: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1978\)048<0132:VCITOP>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1978)048<0132:VCITOP>2.0.CO;2).

Rakosi, Th. (1982) 'Ätiologie und diagnostische Beurteilung des offenen Bisses', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 43(1), pp. 68–73. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF02167051>.

Richardson, A. (1967) 'A cephalometric investigation of skeletal factors in anterior open bite and deep overbite', *Transactions of the European Orthodontic Society*, pp. 159–171.

Richardson, A. (1981) 'A classification of open bites', *The European Journal of Orthodontics*, 3(4), pp. 289–296. Available at: <https://doi.org/10.1093/ejo/3.4.289>.

Riemekasten, S. (2019) 'Indikationen für eine kieferorthopädische Therapie', *der junge zahnarzt*, 10(1), pp. 18–29. Available at: <https://doi.org/10.1007/s13279-019-0003-6>.

Roland, B. (2018) 'Neue Technologien in Labor und Praxis: der 3-D-Druck', *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 127(10), pp. 478–484. Available at: <https://doi.org/10.1055/a-0733-2584>.

Ronsivalle, V. *et al.* (2024) 'Customized Facial Orthopedics: Proof of Concept for Generating 3D-Printed Extra-Oral Appliance for Early Intervention in Class III Malocclusion', *Prosthesis*, 6(1), pp. 135–145. Available at: <https://doi.org/10.3390/prosthesis6010011>.

Russell, K.A. (2001) 'Orthodontic treatment for patients with Turner syndrome', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(3), pp. 314–322. Available at: <https://doi.org/10.1067/mod.2001.115719>.

Sassouni, V. and Nanda, S.K. (1964) 'Analysis of dentofacial vertical proportions', *American Journal of Orthodontics*, 50(11), pp. 801–823. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(64\)90039-9](https://doi.org/10.1016/0002-9416(64)90039-9).

Schendel, S.A. *et al.* (1976) 'The long face syndrome: Vertical maxillary excess', *American Journal of Orthodontics*, 70(4), pp. 398–408. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(76\)90112-3](https://doi.org/10.1016/0002-9416(76)90112-3).

Schep, N. (2002) 'Fallbericht: Konservative Behandlung einer Patientin mit frontal offenem Biss', *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 34(1), pp. 65–72. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-2002-25232>.

Schopf, P. (2008) *Curriculum Kieferorthopädie- Band II*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

Schwarz, R. (1982) 'Überlagerungen zum Behandlungsbeginn beim skelettal offenen Biss', *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 43(5), pp. 373–379. Available at: <https://doi.org/10.1007/BF02166932>.

Shimadzu Deutschland GmbH (no date) Shimadzu Excellence in Science. Available at: <https://www.shimadzu.de/products/materials-testing/unitm/autograph-ags-x-series/index.html> (Accessed: 24.03.2024).

Somers, J.L. (2023) Frontal (anterior) offener Biss. Available at: <https://support.clearcorrect.com/hc/de/articles/221320928-Frontal-anterior-offener-Biss> (Accessed: 07.06.2024).

Statista GmbH (no date) Statista Lexikon, Definition Deskriptive Statistik. Available at: https://de.statista.com/statistik/lexikon/definition/49/deskriptive_statistik/ (Accessed: 09.04.2024).

Subtelny, J.D. and Sakuda, M. (1964) 'Open-bite: Diagnosis and treatment', *American Journal of Orthodontics*, 50(5), pp. 337–358. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(64\)90175-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(64)90175-7).

Swinehart, E.W. (1942) 'A clinical study of open-bite', *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 28(1), pp. 18–34. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0096-6347\(42\)90545-3](https://doi.org/10.1016/S0096-6347(42)90545-3).

Takeyama, H. *et al.* (1990) 'A case of open bite with Turner's syndrome', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(6), pp. 505–509. Available at: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)80031-9](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)80031-9).

Tiger Dental GmbH (2024) Tiger Dental, Produktkatalog. Available at: <https://tigerdental.com/shop/> (Accessed: 26.04.2024).

Wang, Y.-C. and Ko, W.-C. (2005) 'The nature of open bite', *J Taiwan Assoc Orthod.*, 17(2), pp. 35–41.

Wichelhaus, A. (2012) *Kieferorthopädie – Therapie Band 1*. Edited by A. Wichelhaus. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. Available at: <https://doi.org/10.1055/b-002-19444>.

Worms, F.W., Meskin, L.H. and Isaacson, R.J. (1971) 'Open-bite', *American Journal of Orthodontics*, 59(6), pp. 589–595. Available at: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(71\)90005-4](https://doi.org/10.1016/0002-9416(71)90005-4).