

Diplomarbeit

**Vergleich der Abrasion von tiefgezogenen und 3D-
gedruckten Aligner-Schienen – eine in-vitro Studie**

eingereicht von

Roland Sebastian Preißler

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Klinischen Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie

unter der Leitung von

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

in Zusammenarbeit mit

Univ. Prof. Dipl. Ing. Dr. tech. Thomas Grießer

und der Montanuniversität Leoben, Department Kunststofftechnik

Graz, am 22. März.2023

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 22.3.2023

Roland Sebastian Preißler eh

Danksagungen

Besonderer Dank gilt meiner Betreuerin Ass. Prof.ⁱⁿ Dr.ⁱⁿ Margit Pichelmayer. Sie unterstützte mich fachlich von Beginn bis zum Ende dieser Studie mit großer Motivation. Ohne ihr Engagement wäre diese Arbeit nie zu Stande gekommen.

Genauso möchte ich mich bei meiner Freundin Leonie bedanken. Sie stand mir bei Fragen zur deutschen Sprache und mit psychischem Rückhalt stets zur Seite. Zusätzlich ist die grammatikalische Richtigkeit der Arbeit ihr zu verdanken.

Ein großes Dankschön gilt auch Prof. Dr. Thomas Grießer. Der von ihm und seinem Team entwickelte Kunststoff machte diese Studie erst möglich. Danke auch an Markus Ast, der mir beim 3D-Druck behilflich war.

Des Weiteren bedanke ich mich bei all meinen Kommilitonen, die mit anderer Zielsetzung auch an dieser Studie arbeiteten. Danke, Hannah, Lesia, Nadja und Stephan für die intensiven Stunden.

Ganz besonderem Dank bin ich der Medizinischen Universität Graz verpflichtet, die diese Arbeit finanziell unterstützte.

Danke auch an DI Irene Mischak für die statistische Auswertung und an Erich Häupl, ebenso wie an Dr. Alexander Behlau für die Unterstützung am Kausimulator.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern Lisbeth und Rupert bedanken. Ich danke ihnen, dass sie mir die finanzielle Unterstützung bieten, damit ich mich vollkommen meinem Studium widmen kann. Ich danke ihnen für den Rückhalt in schwierigen Lebensphasen und die Freiheiten, die ich genießen durfte. Ich folge eurem Beispiel.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen und deren Erklärung	6
Abbildungsverzeichnis	7
Tabellenverzeichnis	8
Zusammenfassung	9
Abstract	11
1 Theoretischer Teil	13
1.1 Aligner-Technologie	13
1.1.1 Biomechanik	14
1.1.2 Orthodontische Zahnbewegung	15
1.1.3 Analoge Herstellung von Aligner-Folien.....	16
1.1.4 Digitale Herstellung von Aligner-Folien.....	17
1.2 Maschinelles Fertigungsverfahren des 3D-Modells	19
1.2.1 FDM (Fused Deposition Modeling) bzw. FFF (Fused Filament Fabrication).....	20
1.2.2 SLS bzw. SLM (Selektives Lasersintern/Melting).....	20
1.2.3 SLA (Stereolithographie).....	21
1.2.4 DLP (Digital Light Processing).....	21
1.3 Das Material	23
1.3.1 Kunststoffe im Tiefziehverfahren	23
1.3.2 Kunststoff im 3D-Druck	24
1.4 Abrasion	26
1.4.1 Der Gegenkörper	26
1.4.2 Kaukraft	27
1.4.3 Kraftverteilung.....	28
1.4.4 Speichel als Gleitlager	29
1.4.5 Dauer.....	29
2 Experimenteller Teil	30
2.1 Ziel der Arbeit	30
2.2 Material	30
2.2.1 Biolon	30

2.2.2	CA Pro +	31
2.2.3	Thiol-Verbindung der Montanuni Leoben.....	32
2.3	Materialvorbereitung	32
2.3.1	Vorbereitung der dentalen Tiefziehfolien	34
2.3.2	Vorbereitung der 3D-gedruckten Plättchen.....	37
2.4	Der Kausimulator	40
2.4.1	Vorbereitung der Antagonisten.....	43
2.5	Methode	44
2.6	Hauptzielgröße	46
2.7	Erhebung der Ergebnisse.....	47
2.8	Auswertung	47
3	Ergebnisse	49
3.1	Biolon (BN)	49
3.2	Clear Aligner Pro + (CA)	51
3.3	Thiol-Kunststoff aus Leoben.....	52
3.3.1	Waagrecht 3D-gedruckt (LEW)	53
3.3.2	Senkrecht 3D-gedruckt (LES)	54
3.4	Gegenüberstellung aller Versuchsgruppen	56
4	Diskussion.....	59
4.1	Erkenntnisse und Erklärungsversuch	59
5	Fazit	64
6	Literaturverzeichnis.....	65
7	Anhang	68
a)	Technisches Datenblatt Biolon.....	68
b)	Produktdatenblatt CA Pro +	69
c)	Detailaufnahme der Ergebnisse Biolon und CA Pro+	72
d)	Detailaufnahme der Gesamtergebnisse.....	73

Abkürzungen und deren Erklärung

ml	Milliliter
μm	Mikrometer
mm	Millimeter
kg	Kilogramm
mm/s	Millimeter pro Sekunde
N	Newton
N/cm^2	Newton pro Quadratcentimeter
g/cm^3	Gramm pro Kubikcentimeter
mW/cm^2	Milliwatt pro Quadratcentimeter
CT	Computertomographie
SLA	stereolithography apparatus
3D	dreidimensional
CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
UV	Ultraviolett
FDM	fused deposition modeling
FFF	fused filament fabrication
SLS	Selektives Lasersintern
SLM	Selektives Laserschmelzen
DLP	digital light processing
PVC	Polyvinylchlorid
PU	Polyurethan
PET	Polyethylenterephthalat
PET-G	Glycol modifiziertes Polyethylenterephthalat
KHN	Knoop-hardness-number
VHN	Vickers-hardness-number

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Aligner-Schiene	13
Abb. 2 Planungs-Software mit Attachments	18
Abb. 3 Schematische Darstellung des DLP-Verfahrens	22
Abb. 4 Tiefziefolien mit Skizzierung (grün: Biolon, rot: CA Pro +)	34
Abb. 5 Diamantbandsäge Exakt CL310	35
Abb. 6 Separierung der Plättchen	35
Abb. 7 Probenbehältnis (links die zu befüllende Oberseite, rechts Unterseite zur Befestigung an der Messapparatur)	36
Abb. 8 Probenbehältnisse mit eingebetteten Plättchen	37
Abb. 9 Digitales Designen der stl.-Datei mit der Software "Blender"	38
Abb. 10 ASIGA Freeform	38
Abb. 11 Senkrecht positionierte Plättchen auf der Druckplattform	39
Abb. 12 Senkrecht-3D-gedruckte Plättchen	40
Abb. 13 Waagrecht-3D-gedruckte Plättchen	
Abb. 14 Kausimulator CS-4.8	41
Abb. 15 Nahaufnahme der Probenkammern (hier mit Wasser gefüllt)	42
Abb. 16 Eingebettete Steatitkugeln links	43
Abb. 17 Lineares Bewegungsmuster des Kausimulators	44
Abb. 18 Skizzierung der Parameter	45
Abb. 19 Abrasiver Verschleiß	46
Abb. 20 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe Biolon (BN), Detailaufnahme im Anhang	49
Abb. 21 Testresultat aus der Gruppe BN	50
Abb. 22 Diagramm der Ergebnisse der Vergleichsgruppe CA, Detailaufnahme im Anhang	51
Abb. 23 Testresultat aus der Gruppe CA	52
Abb. 24 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe LEW	53
Abb. 25 Testresultat aus der Versuchsgruppe LEW	54
Abb. 26 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe LES	55
Abb. 27 Testresultat aus der Versuchsgruppe LES	56
Abb. 28 Mittelwerte aller Folien, Detailaufnahme im Anhang	58

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Endergebnisse aller Versuchsgruppen _____ 57

Zusammenfassung

Einleitung

Kunststoffe für die 3D-Druck-Alignerherstellung zu entwickeln ist in der Kieferorthopädie derzeit weltweit Forschungsthema Nr. 1. Auch das Zentrum für Kunststoffchemie der Montanuni Leoben arbeitet in Zusammenarbeit mit der Medizinischen Universität Graz an der Entwicklung eines solchen Kunststoffs.

Das Ziel dieser Diplomarbeit war es, die mechanischen Eigenschaften eines neu entwickelten Kunststoffs zu untersuchen. Es wurde das Verhalten dieses Resins während und nach Kaubelastung in vitro getestet. Besonders der abrasive Verschleiß wurde untersucht. Dadurch sollten Erkenntnisse über die mechanische Widerstandsfähigkeit des 3D-Druckmaterials gewonnen werden.

Material und Methode

Um die Qualität der Ergebnisse einstufen zu können, wurden zwei in der Zahnmedizin etablierte Produkte als Vergleichsgruppen verwendet. Beide dienen zur Herstellung von dentalen Tiefziehfolien und wurden im Rahmen dieser Studie zu Probepfättchen verarbeitet - zum einen das Produkt Biolon (PET-G) der Firma Breve und zum anderen das Produkt Clear Aligner Pro + (Copolyester-Elastan) der Firma Scheu Dental.

Der zu testende Kunststoff aus Leoben wurde im Vergleich dazu 3D-gedruckt. Und zwar in zwei Ausrichtungen - einerseits senkrecht und andererseits waagrecht.

Jede der insgesamt vier Gruppen bestand aus 16 Proben im Ausmaß von 15x15x0,75mm. Nach Einbettung in Probenbehältnisse wurden sie im Kausimulator CS-4.8 der Firma SD Mechatronik positioniert. Bei einer gleichbleibenden Temperatur von 37 Grad Celsius wurden sie mit einer Kraft von 50 N belastet. Als Antagonisten wurden Steatitkugeln mit einem Durchmesser von 6 mm verwendet. Diese simulierten eine translatorische Bewegung. Ziel der Simulation waren 30.000 Zyklen, was in etwa der Belastung von 2 Wochen entspricht. Die Hauptzielgröße war der abrasive Verschleiß in Millimeter.

Ergebnisse

Anhand der Testergebnisse kann festgehalten werden, dass die mit dem Leobner Kunststoff gedruckten Probeplättchen signifikant weniger mechanische Widerstandsfähigkeit aufwiesen als die Vergleichsgruppe Biolon (PET-G) und Clear Aligner Pro + (Copolyester-Elastan-Schichtung). Der abrasive Verschleiß war beim neuen Kunststoff weitaus größer. Dabei hat es nur wenig Unterschied gemacht, ob der Kunststoff waagrecht oder senkrecht gedruckt worden war.

PET-G ist das widerstandsfähigste Material. Ähnlich wie Copolyester hält es der Belastung am besten Stand. Im Gegensatz dazu ist Elastan deutlich weniger abrasionsstabil.

Die zu Beginn aufgestellte Nullhypothese „Es kommt zu *keinem* Unterschied in der Abrasion bezüglich Folientyp“ konnte somit widerlegt werden.

Conclusio

Es muss darauf hingewiesen werden, dass der Kunststoff aktuell noch Gegenstand laufender Grundlagenforschung ist. Die Formulierung wird im Zentrum für Kunststofftechnik der Montanuniversität Leoben laufend angepasst und verbessert. Diese Studie ist eine erste Qualitätskontrolle unter physiologischen Bedingungen. Weitere Studien werden folgen.

Abstract

Introduction

Developing plastics for 3D printing aligner production is currently the number one research topic worldwide in orthodontics. The Center for Polymer Chemistry at Montanuni Leoben is also working on the development of such a plastic in cooperation with the Medical University of Graz.

The aim of this diploma thesis was to investigate the mechanical properties of a newly developed resin. The behavior of this resin during and after mechanical loading was tested in vitro. In particular, abrasive wear was investigated. This was to gain knowledge about the mechanical resistance of the 3D printed material.

Material and method

In order to be able to classify the quality of the results, two products established in dentistry were used as comparison groups. Both are used for the production of dental thermoforming sheets and were processed into test plates within the scope of this study - on the one hand the product Biolon (PET-G) from the company Breve and on the other hand the product Clear Aligner Pro + (copolyester elastane) from the company Scheu Dental.

In comparison, the plastic from Leoben to be tested was 3D printed. It was used in two orientations - vertically on the one hand and horizontally on the other.

Each of the four groups consisted of 16 specimens measuring 15x15x0.75mm. After embedding them in specimen containers, they were positioned in the CS-4.8 chewing simulator from the company SD Mechatronik. At a constant temperature of 37 degrees Celsius, they were loaded with a force of 50N. Steatite balls with a diameter of 6 mm were used as antagonists. These simulated a translational motion. The goal of the simulation was 30,000 cycles, which is approximately equivalent to 2 weeks of loading. The main target parameter was the abrasive wear in millimeters.

Results

Based on the test results, it can be stated that the sample plates printed with the Leobner resin showed significantly less mechanical resistance than the comparison group Biolon (PET-G) and Clear Aligner Pro + (copolyester elastane coating). Abrasive wear was far greater with the new resin. It made little difference whether the plastic had been printed horizontally or vertically.

PET-G is the most resistant material. Similar to copolyester, it withstands stress best. In contrast, elastane is significantly less resistant to abrasion.

The null hypothesis stated at the beginning "There is no difference in abrasion with regard to film type" could thus be disproved.

Conclusion

It must be pointed out that the plastic is currently still the subject of ongoing basic research. The formulation is continuously being adapted and improved at the Center for Polymer Technology at the University of Leoben. This study is a first quality control under physiological conditions. Further studies will follow.

1 Theoretischer Teil

1.1 Aligner-Technologie

Aligner-Schienen - auch Aligner-Folien oder nur Aligner genannt - sind dentale Kunststoffschienen, mit welchen sich Zahnfehlstellungen korrigieren lassen. Im Gegensatz zur festsitzenden Therapie auf der Basis von Brackets sind die Schienen kaum sichtbar und können bei Bedarf auch abgenommen werden. Aus diesem Grund werden die Schienen besonders bei Patienten und Patientinnen immer beliebter. Der Behandlungserfolg ist jedoch maßgeblich von der „Compliance“ (Mitarbeit) des Patienten oder der Patientin abhängig. Die zu behandelnde Person sollte die Schiene ununterbrochen tragen. Lediglich zur Nahrungsaufnahme soll sie abgenommen werden. Alle zwei Wochen muss der Patient oder die Patientin seine bzw. ihre Aligner-Schiene durch ein neues Modell ersetzen.



Abb. 1 Aligner-Schiene

Trotz guter Compliance des Patienten oder der Patientin ist im Vergleich zu festsitzenden Apparaturen mit einer längeren Gesamtbehandlungsdauer zu rechnen. Besonders bei höhergradigen Malokklusionen ist diese deutlich länger. Im Gegensatz dazu ist die Dauer am Behandlungsstuhl (chair-side) signifikant kürzer, da sich der Kieferorthopäde oder die Kieferorthopädin die regelmäßige

Neuadjustierung der festsitzenden Apparaturen erspart (vgl. Kuncio et al., 2007, S. 2).

Bezugnehmend auf die Indikation für eine Aligner-Therapie gehen die Meinungen auseinander. So ist Sander (2009) der Meinung, dass geringgradige Malokklusionen wie Rotationen, Lückenschlüsse oder Pro- und Retrusionen therapierbar seien. Im Gegensatz dazu ist Tai (2018) davon überzeugt, nahezu jede Malokklusion mit Aligner-Technologie behandeln zu können (vgl. Sander et al., 2009, S. 184; vgl. Tai, 2018, S. 5).

Auch wenn alle Malokklusionen behandelbar wären, postuliert Zheng et al. (2017), dass besonders die Korrektur von sagittalen Abweichungen und okklusalen Kontakten weniger erfolgreich ist. Dagegen ist die Wirksamkeit in Bezug auf die Rotation der Frontzähne als günstig zu betrachten (vgl. Zheng et al., 2017, S. 6).

1.1.1 Biomechanik

Um das Thema der Biomechanik besser zu verstehen, muss zuerst gesagt werden, dass Aligner kein Produkt, sondern eine Technik beschreibt. Um einen Zahn zu verschieben, benötigt man eine Kraft, einen Anker und eine Verbindung, die diese Kraft auf den Zahn überträgt. Anders als bei festsitzenden Apparaturen, mit denen ein Zahn gezogen und gedrückt werden kann, kann ein Zahn mit Aligner-Schienen in seine zugewiesene Position nur gedrückt werden. Der Zahn im Kiefer und das Zahnnegativ der Schiene sind morphologisch nicht vollkommen kongruent - die Schiene ist minimal verändert. Trotzdem lässt sich die elastische Schiene auf das Gebiss stülpen. Der Aligner übt durch die Rückstellkraft des Kunststoffes eine Kraft auf den Zahn aus, die schlussendlich ursächlich für die Zahnbewegung ist. Wie groß diese Rückstellkraft der Schiene ist, ist vom Kunststoff, dessen Dicke und von der Zahnoberfläche abhängig. Je größer die Oberfläche der Zahnkrone, desto mehr Angriffsfläche und damit Kraft kann die Schiene ausüben. Um diese Kraftübertragung und damit die Wirkung der Schiene zu erhöhen, werden sogenannte Attachments auf die Zähne geklebt. Das sind kleine Kunststoffkeile, die die Oberfläche vergrößern und auch die Bewegungsmöglichkeiten (darunter Intrusion, Extrusion, Torque etc.) erweitern (vgl. Tai, 2018, S. 9).

1.1.2 Orthodontische Zahnbewegung

Mit der oben beschriebenen Technik kann die Position der Zähne wie gewünscht verändert werden. Die Zähne werden dabei in allen drei Raumachsen bewegt, gekippt oder rotiert. Das Parodontium muss sich ständig an die veränderte Zahnposition anpassen. Neben der Gingiva, dem Zahnzement und dem Desmodont, ist vor allem der Knochen von permanenten Umbauprozessen betroffen.

Durch Druck und Zug kommt es zu einem gestörten Blutfluss, der für den Knochenumbau verantwortlich gemacht wird. Bei Applikation von permanentem Druck kommt es initial zu minimaler Zahnauslenkung und damit zur Kompression des Parodontalspalts. Nach weniger als 60 Minuten verlangsamt sich deshalb der Blutstrom im kompakten Knochen. Das zieht ein Absinken des Sauerstoffpartialdrucks nach sich. Dieser ist für die Differenzierung von Osteoklasten nach wenigen Stunden verantwortlich. Nach zwei Tagen kommt es schließlich durch Remodellierung von Osteoklasten und Osteoblasten zur Bewegung des Zahnes (vgl. Harzer, 2011, S. 163-164).

Wird jedoch zu großer Druck auf den Zahn ausgeübt, wird der Parodontalspalt vollkommen komprimiert. Es kommt zur Dilatation und Thrombosierung der Gefäße und damit zu Knochennekrosen. Die Resorption des Knochens geschieht indirekt und unterminierend durch benachbarte Spongiosa. Bis zur Entfernung des Nekrosegewebes, was zwei bis drei Wochen dauern kann, sistiert die Zahnbewegung. Erst danach kann der Umbau des Zahnhalteapparates fortgesetzt werden (vgl. Harzer, 2011, S. 164; vgl. Kahl-Nieke, 2017, S. 187).

Wird ein Teil des parodontalen Ligaments komprimiert, kommt es im gegenüberliegenden Teil zu einer Zugspannung. Der Zug der desmodontalen Fasern induziert die Osteoidproduktion durch Osteoblasten. Neuer Knochen wird aufgebaut (vgl. Harzer, 2011, S. 165).

Um den Umbau des Zahnhalteapparates möglichst schonend zu gewährleisten, sollte die ausgeübte Kraft 1 N/cm^2 Wurzeloberfläche nicht überschreiten. Dabei muss jedoch das Alter berücksichtigt werden. Die Zähne älterer Patienten und Patientinnen sollten wegen des erniedrigten Zell-Turnovers einer geringeren Kraft ausgesetzt werden. Die Dauer der Belastung ist ebenso entscheidend. Bei zu

großem Druck in Kombination mit Zeit kommt es zu apikalen oder lateralen Wurzelresorptionen (vgl. Kahl-Nieke, 2017, S. 188).

1.1.3 Analoge Herstellung von Aligner-Folien

Zuerst wird das Gebiss abgeformt. Der Abdruck wird mit Gips ausgegossen. Abhängig von der Malokklusion wird daraufhin ein individueller Behandlungsplan erstellt, der anhand des sogenannten Setups umgesetzt wird. Unter dem Setup versteht man die Aufstellung von Gipszähnen in einem Wachswall, auf dem Zahnbewegungen analog simuliert werden können. Hierfür müssen die einzelnen Zähne mit Handsägen oder Modellfräsen voneinander getrennt werden und neu „aufgestellt“ werden. Mit geringgradigen Veränderungen der Zahnposition werden die Gipszähne somit Schritt für Schritt in ihre korrekte Position bewegt. Zusätzlich können sogenannte „Bumps“ (Aktivierungsrillen) in das Modell gefräst werden, in die die Kunststoffolie im darauffolgenden Tiefziehen eindringt. Dadurch entstehen in der Folie per se Vorwölbungen, die später beim Aufsetzen des Aligners Druck auf die Zähne ausüben. Der Bereich, in den sich der Zahn - auf der dem Bump gegenüberliegenden Seite - bewegen soll, muss ausgeblockt werden. Das geschieht durch Applikation von Kunststoff, Knetmasse oder Silikon (vgl. Sander et al., 2009, S. 184).

Nach jedem „Schritt“ wird das Setup-Modell mittels Alginateabformung dupliert und in Gips ausgegossen. Mithilfe dieser Gipsmodelle können anschließend die Aligner-Schienen hergestellt werden.

Das derzeit weltweit gebräuchlichste Verfahren der Herstellung stellt das „Tiefziehverfahren“ dar. Das Rohmaterial sind plane Kunststofffolien, die an Dicke und Kunststoffart variieren. Die Kunststofffolien werden unter klar definierten Bedingungen in einem dafür vorgesehenen Gerät erhitzt. Die Temperatur und die Zeit werden hierfür vom Hersteller vorgegeben. Der erhitzte Kunststoff kann nun mit Hilfe von Vakuum (1 bar) oder Überdruck (3 - 4 bar) - abhängig vom verwendeten Tiefziehgerät - auf die oben beschriebenen Gipsmodelle gezogen werden. Der Terminus „Tiefziehen“ ist also direkt vom Herstellungsprozess abzuleiten. Daraufhin muss die Schiene noch nachbearbeitet werden. Überschüssiger Kunststoff wird entfernt und die Ränder geglättet. Damit sollen Gingivairritationen vermieden

werden. Der damit fertiggestellte Aligner kann dann dem Patienten oder der Patientin eingesetzt werden (vgl. Sander et al., 2009, S. 185).

1.1.4 Digitale Herstellung von Aligner-Folien

Entwickelt von Kesling im Jahre 1945 existierten die durchsichtigen Schienen lange im Hintergrund. Erst 1997 verbesserten Chishti und Wirth den Herstellungsprozess durch computergestützte Technologien und machten dadurch eine Serienproduktion von maßgefertigten Aligner-Schienen möglich. Sie revolutionierten dadurch die gesamte Kieferorthopädie. Neben der Firma Invisalign, die infolgedessen entstand, existieren mittlerweile mehrere Firmen, die Aligner anbieten. Der Produktionsprozess ist aber bei allen der gleiche.

Genauso wie bei der analogen Fertigung, muss zuerst ein Abdruck des Gebisses angefertigt werden. Der Abdruck sollte wegen der gewünschten Dimensionsstabilität und Rissbeständigkeit aus dem Material Polyvinylsiloxan oder Polyether sein. Zusätzlich wird ein Bissregistrator angefertigt. Mit oralen Fotos, Röntgenbildern und einem Behandlungsplan wird das Modell und Bissregistrator dem zuständigen Anbieter übermittelt. Dieser konvertiert den Abdruck mit Hilfe eines Scanners (Laser, CT, ...) in ein digitales drei-dimensionales Modell. Dank des Bissregistrats können das Unterkiefer- und Oberkiefermodell in zentraler Relation positioniert werden. Nach digitaler Separierung können die Zähne neu im Zahnbogen positioniert werden. Computergestützt kann die Dauer der Behandlung und die Anzahl der benötigten Schienen errechnet werden. Nach abschließender Zustimmung durch den Kieferorthopäden/die Kieferorthopädin, kann mit der Produktion begonnen werden. Dabei wird jeder digitale Schritt der Behandlung mittels Stereolithografie (SLA, Erklärung siehe unten) in Form eines 3D-gedruckten Modells (Positiv) umgesetzt. Über diese Modelle werden schließlich die Schienen (Negativ) tiefgezogen. Anschließend wird der überschüssige Kunststoff entfernt. Nach Polierung und Desinfektion werden die Folien dem Kunden oder der Kundin zugesandt oder vom Kieferorthopäden oder der Kieferorthopädin ausgehändigt (vgl. Kuo & Miller, 2003, S. 579).

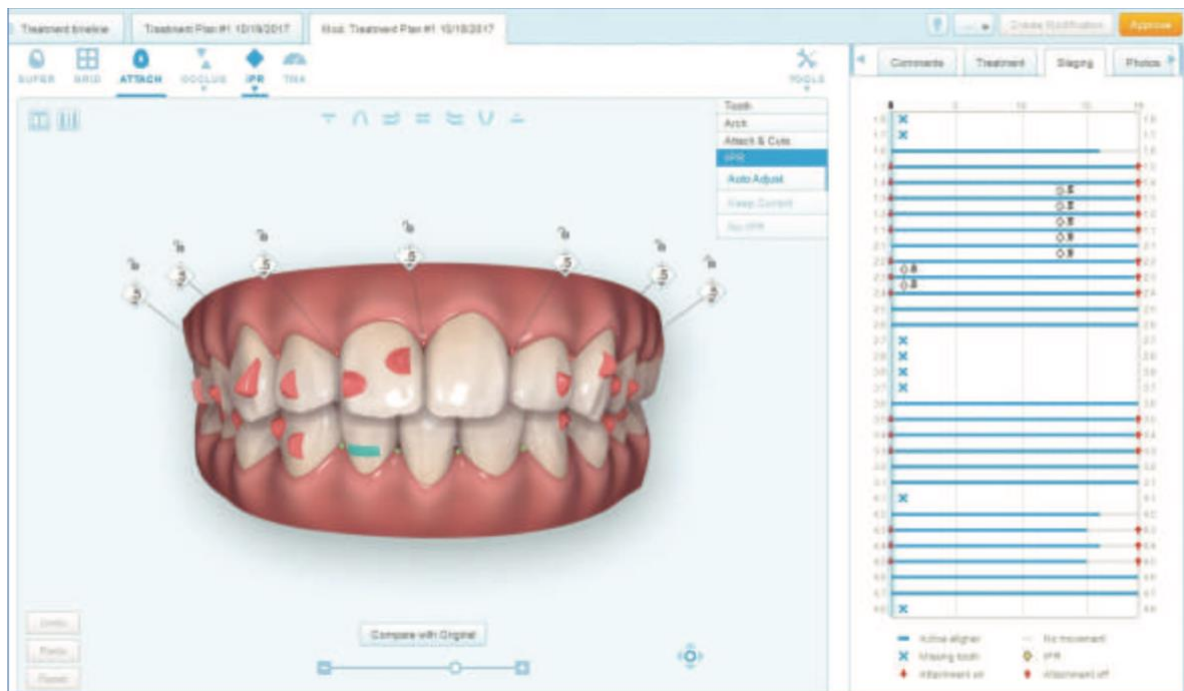


Abb. 2 Planungs-Software mit Attachments

Eine weitere Neuerung stellt der Intraoralscanner dar. Mit Hilfe eines kleinen Handstücks lassen sich die beiden Kiefer digital erfassen. Der damit erfasste Datensatz kann per Knopfdruck direkt dem Techniker/ der Technikerin übermittelt werden. Das verschafft eine große Zeitersparnis. Außerdem kann es dadurch nicht zu potenziellen Abdruckschäden während des Transits kommen. Da Kieferorthopäden und Kieferorthopädinnen ihre Patienten und Patientinnen oft über mehrere Jahre behandeln, fällt die Lagerung der Modelle über diesen Zeitraum ebenfalls weg. Zusätzlich erspart man sich dadurch die Abdrucknahme, die bei Patienten und Patientinnen mit starkem Würgereflex ohnehin große Probleme mit sich bringen. Besonders Kinder profitieren davon (vgl. Kihara et al., 2020, S. 2).

Aufgrund der stattlichen Anschaffungs- wie auch laufenden Servicekosten werden Intraoralscanner jedoch von nur geschätzt fünf bis sieben Prozent der deutschen Zahnärzte und Zahnärztinnen eingesetzt. Bei Erfassung von kleinen Abschnitten des Kiefers wie sie für Implantatarbeiten, Brücken oder Einzelzahnrestaurationen nötig sind, sind die Scanner der konventionellen Abformung hinsichtlich Präzision sogar überlegen. Auch die Abformung des Kiefers, wie sie für die Kieferorthopädie benötigt wird, soll seinem analogen Vorgänger zumindest ebenbürtig sein (vgl. Baresel, 2019). Andere Autoren sprechen dank der oben genannten Vorteile sogar schon vom neuen „Goldstandard“ in der Kieferorthopädie (vgl. Harrell, 2018, S. 18).

1.2 Maschinelles Fertigungsverfahren des 3D-Modells

Der 3D-Druck wurde 1983 von Charles W. Hull erfunden. In lichthärtendem flüssigen Kunststoff, der zur Reparatur von Bodenbelägen oder Tischplatten verwendet wurde, erkannte er großes Potential. Seitdem wurde das Fertigungsverfahren vielfach weiterentwickelt und technisch neu umgesetzt. Mittlerweile ist er auch in der Zahnmedizin angekommen. Neben dem Anmischen und Modellieren, dem Ausgießen oder dem „Subtractive Manufacturing“ (Ausfräßen) gibt es mit dem 3D-Druck nun eine weitere Möglichkeit der Formgebung in der Zahnheilkunde. Die Vielzahl an verschiedenen 3D-Druckern haben prinzipiell eines gemeinsam: Auf Basis eines digitalen Modells wird durch Auftragen von Material Schicht für Schicht ein dreidimensionaler Körper erschaffen. Dieser Prozess wird auch „Additive Manufacturing“ genannt.

Durch verschiedene Scanverfahren (zb. Intraoralscan) können Objekte oder Modelle digital erfasst werden. Diese digitalisierten Modelle stellen den Ausgangspunkt im sogenannten CAD-Format (Computer Aided Design) dar. Unter Verwendung einer beliebigen CAD-Software können sie nach Wunsch modifiziert werden. Abhängig vom verwendeten Drucker und Material wird die CAD-Datei dann in ein anderes Format konvertiert. Das gebräuchteste davon ist das STL-Format (Standard Triangle Language). Eine „.stl“ - Datei reproduziert die Objektoberfläche mit Hilfe von Dreiecksfacetten. Somit kann das Modell mittels 2-dimensionalen einzelnen Dreiecken 3-dimensional dargestellt werden.

Nun kann das zu druckende Objekt in seinen Eigenschaften noch angepasst werden. Neben der Dicke der Randstruktur, kann auch der Füllgrad und die geometrische Füllstruktur (dreieckig, viereckig, honigwabenartig etc.) verändert werden. Besonders wichtig sind auch die Positionierung und die Orientierung des Modells. Je nach Form wird der Körper anders im Raum positioniert, um so die Qualität und die Präzision zu optimieren. Wird das Objekt gekippt positioniert, müssen die überhängenden Teile, um der Schwerkraft zu widerstehen, mit Stützstrukturen stabilisiert werden. Im Allgemeinen lässt sich sagen: Mit einer Vielzahl an überhängenden Teilen steigt auch die Notwendigkeit an Stützstrukturen. Bei komplexeren Objekten werden also nahezu immer Stützstrukturen benötigt.

Die Schichthöhe zählt vermutlich zu den wichtigsten Aspekten. Eine geringe Schichtdicke schafft eine hohe Auflösung und Qualität. Im Gegensatz dazu ist eine größere Schichthöhe dafür um einiges schneller gedruckt und weitaus kostengünstiger. Der gebräuchliche Bereich erstreckt sich von 50 bis 300 Mikrometer pro Schicht.

Nach Überprüfung aller Werte, kann nun der sog. G-Code generiert werden. Dieser beschreibt die finale Druckanweisung für den 3D-Drucker. Die Druckzeit variiert je nach Einstellung stark (Stunden bis Tage). Nach der Fertigung muss das Objekt oft noch nachbearbeitet werden. Die Stützstrukturen werden entweder mechanisch oder chemisch entfernt. Manche Körper müssen auch beschliffen und poliert werden. Andere erhalten eine Acryl-, Metall- oder Epoxygel-Beschichtung. Um die mechanischen Eigenschaften zu verbessern, wird das Modell in einem UV-Ofen nachgehärtet (vgl. 3D Druck Technik-Leitfaden, 2017, S. 23-40). Die verschiedenen 3D-Drucksysteme werden folgend kurz erläutert:

1.2.1 FDM (Fused Deposition Modeling) bzw. FFF (Fused Filament Fabrication)

Beim „Fused Deposition Modeling“ wird das zu verarbeitende Material (Metall oder Kunststoff) als Filament (aufgewickelt auf einer Spule) einem Druckkopf zugeführt. Dort wird es bei Temperaturen von 150-200 Grad Celsius verflüssigt und einzeln auf die Druckplattform appliziert. Ist eine Lage ausgehärtet (geschieht durch Abkühlung des Materials), kann die Plattform abgesenkt werden. Die nächste Lage folgt. Eine breite Palette an verwendbaren Materialien, darunter thermoplastische Polymere, stehen dem Fertigungsprozess zur Verfügung. Dadurch, dass ein einzelner Druckkopf das Material auf der gesamten Ebene applizieren muss, ist das FDM bzw. FFF ein sehr zeitintensives Verfahren (vgl. 3D Druck Technik-Leitfaden, 2017, S. 12).

1.2.2 SLS bzw. SLM (Selektives Lasersintern/Melting)

Bei dieser Art der Fertigung wird eine dünne Schicht Pulver durch eine Walze auf der Druckplattform verteilt. Durch einen Laser (z.B. CO₂- oder Neodym-YAG-Laser)

wird das Pulver lokal eingeschmolzen und verbindet sich so mit den unteren Schichten. Darauf senkt sich die Plattform ab und eine neue Schicht Pulver wird verteilt. Das noch unverschmolzene Pulver dient gleichzeitig als Stützmaterial, was den Materialverschleiss deutlich reduziert (vgl. 3D Druck Technik-Leitfaden, 2017, S. 15).

1.2.3 SLA (Stereolithographie)

Die Stereolithographie ist eine der ältesten Technologien des 3D-Drucks. Sie wird dennoch weiterhin häufig verwendet. Die Grundlage bildet eine Wanne, die mit flüssigem, photosensitivem Kunststoff gefüllt ist. Darin befindet sich eine Plattform, die zu Beginn an der Oberfläche des Kunststoffs positioniert ist. Nur ein dünner Flüssigkeitsspiegel befindet sich über der Druckplattform. Ein Laser strahlt über die Oberfläche und härtet die gewünschten Teile des Polymers aus. Nach Absenken der Plattform wird die nächste Lage polymerisiert. Die gesamte Plattform wird von einem solitären Laserstrahl Punkt für Punkt beleuchtet. Aus diesem Grund kann die Fertigung detailgetreu erfolgen. Außerdem können große Teile damit gedruckt werden. Die präzise Herstellung beeinflusst aber die Geschwindigkeit. Die Stereolithographie ist relativ langsam (vgl. 3D Druck Technik-Leitfaden, 2017, S. 18).

1.2.4 DLP (Digital Light Processing)

Ein im Vergleich zu den anderen Verfahren relativ neuer Fertigungsprozess ist das „Digital Light Processing“. Es basiert auf dem gleichen Prinzip wie die Stereolithographie, ist aber um ein Vielfaches schneller. Viele Werkstücke können damit in kurzer Zeit gedruckt werden, weswegen das DLP-Verfahren großes Potential im täglichen Gebrauch besitzt. Die Grundlage ist wieder eine Wanne mit flüssigem, photosensitivem Kunststoff. Der Boden der Wanne ist aber lichttransparent. Ein UV-Laser strahlt von unten auf den Boden und härtet den Kunststoff aus. Wie ein Beamer kann dabei die ganze Fläche auf einmal bestrahlt werden. Das erspart Zeit. Nach erfolgter Polymerisation wird das gehärtete Material langsam aus der Wanne gehoben. Der flüssige Kunststoff fließt nach. Der Nachteil dieses Fertigungsprozesses ist, dass die Auflösung begrenzt ist. Auch die

Bauplatte ist kleiner als bei der Stereolithographie (vgl. 3D Druck Technik-Leitfaden, 2017, S. 20).

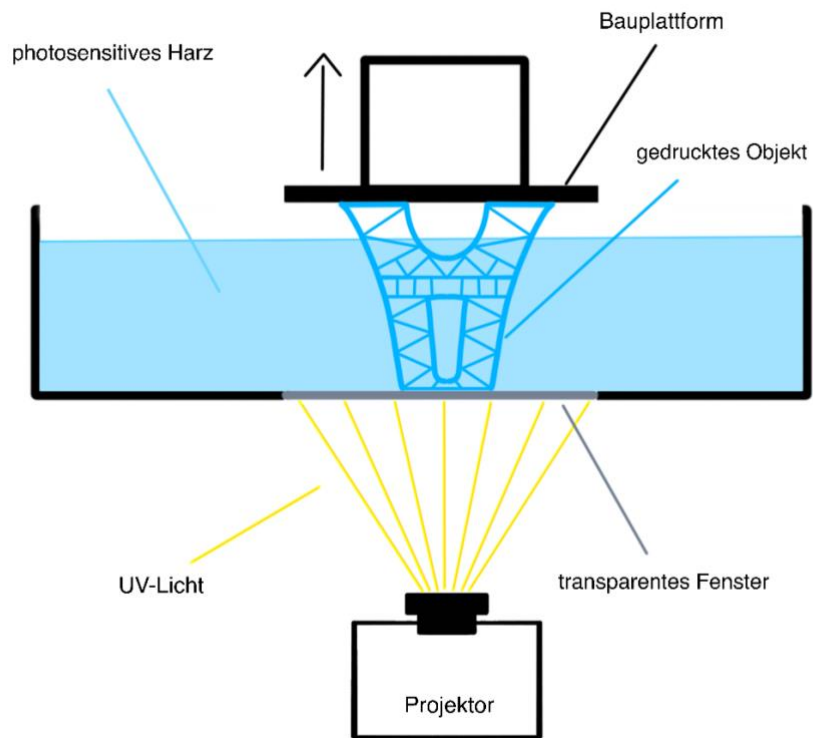


Abb. 3 Schematische Darstellung des DLP-Verfahrens

1.3 Das Material

Kieferorthopäden und Kieferorthopädinnen haben besondere Ansprüche an die Eigenschaften ihres Alignermaterials. Aligner müssen eine gewisse Rückstellkraft besitzen und gleichzeitig transparent sein. Sie müssen eine Kraft auf den Zahn applizieren können, ohne der Wurzel zu schaden. Gleichzeitig müssen sie einfach verarbeitbar und kostengünstig zu produzieren sein.

1.3.1 Kunststoffe im Tiefziehverfahren

Eine Vielzahl an Kunststoffen kann für Aligner-Schienen verwendet werden: Polyvinylchlorid (PVC), Polyurethane (PU), Polyethylenterephthalat (PET) und Glycol modifiziertes Polyethylenterephthalat (PET-G). Die Basis dieser Kunststoffe bilden Monomere in flüssigem Zustand. Mit Acrylaten oder Methacrylaten (Radikale) werden diese Monomere durch die Mithilfe von Initiatoren zu langen Ketten polymerisiert und damit ausgehärtet. Während dieser Polymerisation nimmt das Volumen ab. Erreicht das Material den sog. Gelzustand, kann das Material nicht weiter schrumpfen. Die Polymerisation findet aber weiterhin statt. Dadurch kommt es zu Schrumpfungsspannungen, die dem Material ihre spröde Eigenschaft geben. Spröde Materialien können leicht brechen. Die scharfkantigen Fragmente können im Mund zu Verletzungen führen.

Nach undefinierter Zeit stoppt die Polymerisation, da die Reaktionspartner nicht mehr zueinander finden. Es bleiben 20-40% Restmonomere zurück, die aus dem Kunststoff diffundieren können. Diese Restmonomere besitzen großes toxikologisches Potenzial. Sie können Haut- oder Augenreizungen verursachen oder zu allergischen Hautreaktionen führen. Diese Zytotoxizität konnte Tartaglia et al. 2021 nachweisen. Nach 14-tägiger Exposition des Kunststoffs in intraoraler Umgebung wurden Veränderungen an primären gingivalen Fibroblasten festgestellt. Diese Zytotoxizität der Polymere war höher, nachdem sie tiefgezogen waren. Die erhöhte Temperatur, die zu einem Freisetzen von Monomeren führt, wird dafür verantwortlich gemacht (vgl. Tartaglia et al., 2021, S. 4).

Darüber hinaus reagieren tiefgezogene Aligner-Schienen auch noch in anderer Weise mit dem intraoralen Milieu. Bei Verwendung im Mund kommt es zu einer Wasserabsorption. Es hat sich gezeigt, dass sich nach Lagerung in künstlichem Speichel das Elastizitätsmodul und die Streckspannung verändert haben, was im

Allgemein die mechanischen Eigenschaften der untersuchten Polymere reduziert. Ein negativer Einfluss auf die klinische Effektivität ist wiederum die Folge (vgl. Tartaglia et al., 2021, S. 4).

Während des Tiefziehverfahrens kommt es auch zu Veränderungen der Materialmaße. Der Kunststoff ist während dem Tiefziehverfahren nicht dimensionsstabil. Es kommt zu einer Abnahme der Foliendicke. Schwankungen von 0,5 mm bis 1,5 mm werden beschrieben. Das spiegelt sich auch klinisch wider. Für den Kieferorthopäden oder die Kieferorthopädin ist die variable Dickenabnahme der Folie relevant. Sie ist besonders hoch bei Frontzähnen und geringer bei Molaren. Sie ist aber nie genau abschätzbar und dadurch auch nicht die davon abhängige Wirkung des Aligners (vgl. Tartaglia et al., 2021, S. 4).

1.3.2 Kunststoff im 3D-Druck

Aktuell gibt es noch keinen Aligner-Kunststoff, der 3D-gedruckt den besonderen Ansprüchen gerecht wird. Während es eine Reihe von registrierten Patenten gibt, die die Druckbarkeit beschreiben, ist es bis jetzt nur wenigen gelungen, ein Produkt auf den Markt zu bringen. Viele scheiterten bisher an mangelnden mechanischen Eigenschaften, zu hoher Zytotoxizität oder fehlenden klinischen Studien. Es lässt sich jedoch sagen, dass von den vielen Möglichkeiten des 3D-Drucks der 3D-Druck durch Photopolymerisation aus transparentem Harz die am besten geeignete Option zu sein scheint (vgl. Tartaglia et al., 2021, S. 5).

Ein von der Montanuni Leoben neu entwickelter Kunststoff, der zurzeit Gegenstand laufender Grundlagenforschung ist, könnte die geforderten Leistungsmerkmale erfüllen. Es handelt sich hierbei um verschiedene Schwefelverbindungen (Thiol-In). Die Technologie ist bereits seit mehr als einem Jahrhundert bekannt. Nun erweitert das Ausmärzen des typischen Schwefelgeruchs durch neue Syntheseverfahren das Anwendungsgebiet dieser Technologie. Die Besonderheit besteht darin, dass sich Thiole mehrfach binden lassen. In einem ersten Schritt erfolgt die Reaktion mit einer Kohlenstoff-Dreifachbindung (Alkin). Darauf reagiert das Thiol mit einer Kohlenstoff-Zweifachbindung (Alken). Chemiker und Chemikerinnen sprechen von einer Stufenwachstumspolymerisation. Dadurch kommt es zu einer langsameren Netzwerkbildung, weswegen der Gelpunkt später erreicht wird. Aus diesem Grund kann mehr Polymerisation im flüssigen Zustand stattfinden. Eine geringere

Schrumpfungsspannung ist die Folge, wodurch das Material weniger spröde ist. Weiters ist zu erwähnen, dass der Umsatz der Monomere bei rund 95% liegt. Das Material beinhaltet also weniger Restmonomere (rund 5%) und ist deshalb biokompatibler (vgl. Hoyle et al., 2004, S. 5303-5305).

1.4 Abrasion

Abrasion ist ein Begriff aus der Werkstoffkunde. Darunter wird der Materialverlust an der Oberfläche eines Festkörpers infolge mechanischer Ursachen verstanden. Mechanische Ursachen sind Kontakte und Bewegungen eines Gegenkörpers. Dieser kann gasförmig, flüssig oder fest sein. Abrasion wird auch als „abrasiver Verschleiß“ bezeichnet (vgl. Deters et al., 2002, S. 3).

Aligner-Schienen sind einem solchen permanenten abrasiven Verschleiß ausgesetzt und zwar durch die andauernde enorale Belastung. Welche Faktoren die Abrasion der Aligner-Schienen beeinflussen, wird nachstehend erläutert:

1.4.1 Der Gegenkörper

Der Gegenkörper (Antagonist) zum Kunststoff der Aligner-Schienen ist der Zahnschmelz der Zähne des Gegenkiefers. Der Zahnschmelz ist das härteste Material des Körpers. Er besitzt zwar die gleiche Zusammensetzung wie Knochen, hat aber mit 95-98% eine größere anorganische Komponente. Der Anteil an Wasser (1,5-4%) und organischen Bestandteilen (1%) ist relativ gering (vgl. Steiniger et al., 2010, S. 13-14).

Durch Quantifizierung der Härte mittels der Knoop-hardness-number¹ (KHN) lassen sich kleine Unterschiede innerhalb des Zahnschmelzes beschreiben. Zahnschmelz ist an der Oberfläche (KHN 390) härter als in der Nähe der Schmelz-Dentin-Grenze (KHN 330-388). Zudem ist er im Milchgebiss weniger hart (vgl. Fiedler, 2008, S. 6).

Die Härte des Zahnschmelzes wird durch exogene Faktoren beeinflusst. Tatsächlich kommt es zu einer Härtesteigerung durch Fluorid. Fiedler propagierte 2008 eine Steigerung von 10% nach regelmäßiger Fluoridierung durch Trinkwasser. Im Gegensatz dazu kommt es durch Säurekontakt zur Erweichung der Schmelzoberfläche. Nahrungsmittel wie Fruchtsäfte, Softdrinks oder Essig sind dafür verantwortlich. Auch Magensaft greift den Zahnschmelz in ähnlicher Weise

¹ Die Knoop-hardness-number ist ein Maß für die mechanische Widerstandsfähigkeit (Härte) eines Materials.

an. Im exzessiven Ausmaß kommt es sogar zum Substanzabtrag (vgl. Fiedler, 2008, S. 6).

Die Härte des Antagonisten ist zwar wichtig, aber die Rauheit des Antagonisten ist ein noch bedeutenderer Faktor. Je rauer der Antagonist, desto höher der Abtrag der Folie. Als „Rauheit“ werden Unebenheiten von Oberflächen bezeichnet. In der Oberflächenphysik wird sie als Mittelwert der Höhen- und Tiefenunterschiede einer geraden Strecke definiert (Ra). Im natürlichen Gebiss variieren die Werte stark. Nach der Oberflächenreinigung mit sog. Scalern ist die Oberfläche mit rund 1 Mikrometer Ra besonders rau. In diesem Zustand kommt es vermehrt zu Bakterienanlagerungen. Mit diversen Polituren kann die Oberfläche geglättet werden. Die Oberflächenrauheit des Schmelzes sinkt damit auf unter 0,2 Mikrometer. Unter diesem Schwellenwert ist die Adhäsion von Bakterien nur eingeschränkt möglich. Trotz der Unterschiede ist der Zahnschmelz sehr glatt. Im Zusammenhang mit der Abrasion ist dieser Faktor im Mund vernachlässigbar klein (vgl. Bollen et al., 1997, S. 258).

1.4.2 Kaukraft

Die Stärke der Abrasion wird auch von der Kraft, die der Gegenkörper ausübt, beeinflusst. Je größer die Kraft, desto größer der Abtrag. In der Fachliteratur werden verschiedene Messgrößen als Kaukraft bezeichnet. Dabei muss zwischen *maximaler Kaukraft* und *physiologischer Kaukraft* unterschieden werden.

Unter der *maximalen Kaukraft* versteht man die von der Muskulatur maximal erzeugbare Kraft (vgl. Calderon et al., 2006, S. 449; vgl. Rottner, 2004, S. 1). Dieser Wert variiert stark. In der Studie von Calderon et al. im Jahre 2006 erzielten Probanden Spitzenwerte von knapp 1000 Newton (N). Um rund 800 N lagen die Spitzenwerte in der Studie von Pereira-Cenci et al. im Jahr 2007. Ergänzend muss erwähnt werden, dass es sich hierbei um einzelne Spitzenwerte von männlichen Probanden handelte. Tatsächlich lag der Durchschnitt bei allen Studien deutlich darunter (380-600N). Weibliche Probanden erzielten in allen Studien in der Regel weniger hohe Werte (vgl. Pereira-Cenci et al., 2007, S. 67; vgl. Raadsheerl et al., 1999, S. 36; vgl. Calderon et al., 2006, S. 451).

Demgegenüber steht die *physiologische Kaukraft*. Sie bezeichnet die Kraft, die bei physiologischer Muskelaktivität ausgeübt wird. Das ist bei natürlichen Bewegungen wie zum Beispiel Kauen oder Schlucken der Fall. Die physiologische Kaukraft ist viel kleiner als die maximale. Sie liegt bei weniger als 100 N. Die Werte variieren auch hier stark. Je nach Studie bewegen sich die Mittelwerte zwischen 30 und 50 N (vgl. Gernet et al., 2011, S. 149; vgl. Harzer, 2011, S. 177).

Die Kaukraft ist außerdem vom Alter abhängig. Sie steigt bis zum 20. Lebensjahr an und bleibt bis zum 40. – 50. Lebensjahr konstant. Erst dann kommt es wieder zum Absinken der Kraft (Alsharif et al., 2021). Zusätzlich spielen auch parodontale Faktoren eine Rolle. Besonders der Alveolarknochen ist hierbei von Bedeutung. Ein geringerer Prozentsatz an verbliebenem Alveolarknochen führt zu weniger ossärer Abstützung und damit zu verminderter Kaukraft (vgl. Alsharif et al., 2021, S. 1).

1.4.3 Kraftverteilung

Beim Zusammenbeißen werden die Frontzähne kaum belastet. Im Falle einer Normokklusion sollten sie federleichten Kontakt. Im Seitenzahnbereich liegt in der Regel die größere Belastung. Besonders die Arbeitshöcker der Molaren und Prämolaren sind großen Kräften ausgesetzt. Physiologisch treffen die Arbeitshöcker auf eine Grube (Fossa) oder Randleiste der gegenüberliegenden Zahnreihe. Ein Höcker hat niemals nur einen Kontaktpunkt. Trifft er auf eine Randleiste, hat er zwei, trifft er auf eine Fossa, hat er drei Kontaktpunkte. Im letzten Fall wird vom Tripodismus gesprochen (vgl. Parsché, 2006, S. 8). Durch diesen Dreipunktkontakt können Belastungen gleichmäßig verteilt und damit schonend an die Wurzeln weitergegeben werden. Die Größe der Kaufläche eines Zahnes und der damit höheren Kräfteaufnahme korrespondiert mit der höheren Anzahl an Wurzeln. Die Weiterleitung dieser Last in den Alveolarknochen erfolgt dank der parodontalen Aufhängung des Zahnes an den sogenannten Sharpey'schen Fasern in abgeschwächter Form. Die Dehnung bzw. Kompression dieser Fasern erfolgt durch die meist nur kurze Belastung während des Kauakts vollkommen reversibel.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Kraftverteilung und -weiterleitung die Abrasion geringfügig mindert (vgl. Harzer, 2011, S. 165). Der bedeutendste Faktor bleibt die Rauheit.

1.4.4 Speichel als Gleitlager

Speichel dient dem Antagonisten als Gleitlager. Der abrasive Verschleiß ist durch dieses Gleitlager vermindert. Die Menge sowie die Zusammensetzung des Speichels sind stark von verschiedenen Faktoren abhängig. Einer dieser Faktoren sind psychogene Einflüsse. Durch Gedanken an Speisen kann die Sekretion stimuliert werden. Die Sekretion wird von normalerweise 0,3 ml auf 3 ml pro Minute gesteigert – das ist praktisch das Zehnfache. Im Gegensatz dazu wirkt das Gefühl Angst sekretionshemmend. Ebenso radiologische oder pharmakologische Faktoren drosseln die Speichelsekretion. Es kann sogar zur Xerostomie, also zur Mundtrockenheit kommen (Wenz et al., 2019, S. 55).

Neben der Funktion als Gleitlager fungiert Speichel auch als Säurepuffer. Speichel neutralisiert durch seinen Hydrogencarbonat- und Phosphatanteil exogene Säuren. Der höhere pH-Wert schützt damit den Schmelz vor Erweichung. Außerdem unterstützt er die Remineralisation des Schmelzes und damit die Wiederherstellung des ursprünglichen Härtegrades (vgl. Steiniger et al., 2010, S. 6).

1.4.5 Dauer

Je länger die Aligner-Schienen der Belastung ausgesetzt sind, desto mehr Abrasion findet statt. Aligner-Schienen sollen immer getragen werden. Nur zur Nahrungsaufnahme müssen sie abgenommen werden. Neben dem Kauen kommt es aber auch während des Schluckens zum Kontakt der beiden Zahnreihen. Studien zeigen bezüglich der Schluckfrequenz heterogene Ergebnisse. Murray et al. postulierten 1996 eine Schluckfrequenz von 177,6 pro Stunde, wogegen Martin et al. 1994 von nur 56 Schluckakten pro Stunde ausgingen. Klar ist aber, dass die Schluckfrequenz im Schlaf deutlich erniedrigt ist. Sie liegt bei drei bis fünf Schluckakten pro Stunde (vgl. Frank, 2012, S. 70).

Zusammenfassend ergibt sich ein Durchschnitt von rund 1500 Schluckakten pro Tag. Jede Aligner-Schiene muss 14 Tage getragen werden. Innerhalb dieser zwei Wochen kommt es zu maximal 30000 Schluckakten, in denen die Aligner-Schiene belastet wird.

2 Experimenteller Teil

2.1 Ziel der Arbeit

Kunststoffe für die 3D-Druck-Alignerherstellung zu entwickeln ist in der Kieferorthopädie derzeit weltweit Forschungsthema Nr. 1. Auch das Zentrum für Kunststoffchemie der Montanuni Leoben arbeitet in Zusammenarbeit mit der Medizinischen Universität Graz an der Entwicklung eines solchen Kunststoffs. Dieser neue Kunststoff könnte für eine solche 3D-Druck-Fertigung geeignet sein.

Ziel dieser Diplomarbeit war es, die mechanischen Eigenschaften von Plättchen zu analysieren, die aus genau diesem Kunststoff 3D-gedruckt wurden. Es wurde getestet, wie sich der Kunststoff bei physiologischer Belastung in einer in-vitro Simulation verhält. Vor allem der abrasive Verschleiß wurde dabei genau untersucht. Dieser sollte Aufschluss darüber geben, wie widerstandsfähig der Kunststoff ist. Zum Vergleich wurden zwei auf dem Markt etablierte dentale Folienprodukte herangezogen, die einem konventionellen Tiefziehverfahren verarbeitet wurden.

Der 3D-druckbare Kunststoff wird im Zentrum für Kunststofftechnik der Montanuniversität Leoben laufend optimiert. Die Formulierung und Nachbearbeitung des Kunststoffs wird ständig angepasst und verbessert. Aus diesem Grund wird besonders auf die Reproduzierbarkeit des Testverfahrens geachtet. Ein erneutes Testen einer gegebenenfalls neueren Version des Kunststoffs ist somit einfach möglich.

2.2 Material

2.2.1 Biolon

Das Produkt „Biolon“ ist eine dentale Tiefziehfolie und wird von der Firma Dreve Dentamid GmbH in Unna, Deutschland produziert. Es eignet sich zur Herstellung von diversen Okklusionsschienen. Bei Patienten mit Myoarthropathien schafft Biolon als Interimsschiene Abhilfe bei Parafunktionen wie Knirschen, Pressen etc. In der Kieferorthopädie wird sie als Aligner-Folie gegen Bissfehlstellungen oder als Stabilisierungsschiene gegen Rezidive eingesetzt.

Biolon besteht aus dem Material Polyethylenterephthalatglykol (PETG). Das ist ein Polyester aus Terephthalsäure und Ethylenglykol, das zusätzlich mit Glykol modifiziert ist. PETG gehört zur Gruppe der Thermoplasten. Charakteristisch dafür ist die Verformbarkeit nach Energiezufuhr in Form von Hitze. Durch verschiedene Verfahren, wie zum Beispiel das Tiefziehverfahren oder das Blasformverfahren, können sie in eine gewünschte Form gebracht werden. Nach dem Abkühlen behalten sie ihre Form. Dieser Prozess ist reversibel.

Dank der linearen Anordnung der langen Kohlenstoff-Moleküle sind PETG-Folien absolut farblos und von hoher Lichtdurchlässigkeit. Sie haben dadurch ausgezeichnete ästhetische Eigenschaften und sind intraoral kaum sichtbar. PETG-Folien sind in Wasser praktisch unlöslich und daher nicht biologisch abbaubar. Bei Raumtemperatur (20 Grad Celsius) beträgt die Dichte des Materials $1,27 \text{ g/cm}^3$. Während der Lagerung in 23 Grad Celsius warmen Wasser kommt es zu einer geringen Wasseraufnahme. Nach 24 Stunden beläuft sich diese auf 0,2%.

2.2.2 CA Pro +

Das Produkt „Clear Aligner Pro plus“ ist ebenso eine dentale Tiefziehfolie und wird von der Firma Scheu-Dental GmbH in Iserlohn, Deutschland produziert. Es findet vor allem in der Korrektur von Zahnfehlstellungen als Aligner-Folie Anwendung.

Eine CA Pro plus-Folie setzt sich aus drei Schichten zusammen. Zwei Copolyester Schichten an der Außenseite bedecken beidseitig eine zentrale Schicht thermoplastisches Elastomer. Die Schichtdicken sind proportional gleich verteilt. Bei einer Gesamtfoliendicke von 0,75 mm misst jede Schicht dementsprechend 0,25 mm. Copolyester ist ein relativ neuer Kunststoff und stammt aus der Gruppe der Thermoplasten. Jedoch enthält Copolyester kein Bisphenol-A (BPA). Aufgrund der fehlenden Weichmacher (BPA) sind CA pro + Folien für die Gesundheit unbedenklich. Weiters sind Copolyester klar, transparent und besonders abrasionsstabil. Ihre Dichte beträgt bei 20 Grad Celsius $1,27 \text{ g/cm}^3$. Nach 24 Stunden Lagerung bei 23 Grad Celsius kommt es aber zu einer Wasseraufnahme von 0,13%.

Das thermoplastische Elastomer (TPE) ist vergleichbar mit den klassischen Elastomeren. Bei Raumtemperatur sind sie formfest, aber gummielastisch. Nach Verformung ziehen sie sich wieder in ihre ursprüngliche Form zurück. Verantwortlich dafür sind lange Polymerketten, die sich zu Knäuel verdrillt haben. Anders als die konventionellen Elastomere lassen sich TPE unter Wärmezufuhr plastisch verformen, haben jedoch eine geringere thermische und dynamische Belastungsresilienz. Thermoplastische Elastomere besitzen im Gegensatz zu den Thermoplasten eine weniger hohe Dichte. Sie beträgt $1,12 \text{ g/cm}^3$

2.2.3 Thiol-Verbindung der Montanuni Leoben

Als dritte Testgruppe wurde der neu entwickelte Kunststoff der Montanuni Leoben verwendet. Dieser wurde im letzten Kapitel bereits beschrieben. Aus Datenschutzgründen kann nicht genauer darauf eingegangen werden.

2.3 Materialvorbereitung

Der Produzent des Kausimulators (SD Mechatronik GmbH) gibt Empfehlungen für verschiedene Testszenarien. Sie sollen die korrekte Verwendung des Kausimulators sicherstellen. Es wird empfohlen für Abrasionstests keine unregelmäßig geformten Prüfkörper zu verwenden. Aufgrund ihrer morphologischen Besonderheiten sind neben Kronen und Brücken auch Zähne damit gemeint. Um den Richtlinien des Produzenten gerecht zu werden, wurden die Folien in unserer Studie im planen Zustand verwendet.

Beide Produkte müssen normalerweise für ihren ursprünglich vorhergesehenen Verwendungszweck tiefgezogen werden. Aus folgenden Gründen wurden die Folien aber in ihrem Ausgangszustand für die Tests verwendet:

In der Studie von Ryu et al. wurde 2018 die Oberflächenhärte von PETG und Copolyester verglichen. Die Oberflächenhärte beider Materialien zeigte vor dem Tiefziehen keinen signifikanten Unterschied. Auch nach dem Tiefziehen wiesen die PETG-Proben noch denselben KHN-Wert auf (Ryu et al., 2018, S.320). Dalaie et al. postulierte in ihrer Studie 2021 ein ähnliches Ergebnis. Sie untersuchten aber die

VHN², die sich nach dem Tiefziehen in nur geringem Maße verminderte. Es kam zu einer Minderung der VHN von 0,7 bzw 1,3 pro Versuchsgruppe (Dalaie et al., 2021, S.3). Etwas anders verhält sich Copolyester. Die Härte des Copolyesters war in einer Vergleichsgruppe nach dem Thermoformen sogar geringgradig höher als davor. In der zweiten Vergleichsgruppe blieb sie unverändert (Ryu et al., 2018, S.320). Es lässt sich somit sagen, dass das Tiefziehen somit keinen bedeutenden Einfluss auf die Oberflächenhärte von PETG und Copolyester hat.

Ryu et al. untersuchten 2018 auch die Wasserabsorption von PETG und Copolyester. Im Allgemeinen lässt sich sagen, dass es bei allen Materialien schon vor dem Tiefziehen zu einer Wasserabsorption kommt. Nach dem Tiefziehen erfahren sie noch eine weitere Steigerung der Wasserabsorption. Diese beträgt 10-12 Mikrogramm/mm³ im Vergleich zu 8 Mikrogramm/mm³ vor dem Tiefziehen. (Ryu et al., 2018, S.320). Tamburrino et al. untersuchten 2020 ebenso die Wasserabsorption. PETG-Proben wurden für 7 Tage in einem Bad mit künstlichem Speichel gelagert. Die Temperatur betrug 37 Grad Celsius. Nach der Lagerung im Bad kam es zu einer Gewichtsprozentzunahme von 0,375 in der ersten Versuchsgruppe und 0,438 in der zweiten Versuchsgruppe. Die Proben waren in dieser Studie aber nicht tiefgezogen (Tamburrino et al., 2020, S.4). Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass immer mit einer gewissen Wasserabsorption zu rechnen ist.

Zusätzlich kommt es während des Tiefziehens zu einer ungleichmäßigen Reduktion der Foliendicke, die nicht genau abschätzbar ist. Sie ist bei Frontzähnen besonders hoch. Im Seitenzahnbereich fällt sie geringer aus. Die Dicke von tiefgezogenen Aligner-Schienen variieren zwischen 0,5 mm und 1,5 mm (vgl. Tartaglia et al., 2021, S.4). Um die Reproduzierbarkeit der Tests sicherzustellen, wurden die Folien nicht tiefgezogen. Alle Folien haben aus diesem Grund eine Dicke von 0,75 mm.

² Die Vickers-hardness-number ist wie die KHN ein Maß für die Härte eines Materials. Sie unterscheiden sich durch das Testverfahren.

2.3.1 Vorbereitung der dentalen Tiefziehfolien

Ausgangspunkt sind runde Scheiben (Biolon, CA Pro +) der genannten Hersteller. Ihre Maße betragen jeweils 120 mm x 0,75 mm. Auf diese Folien wurden mit wasserfestem Stift kleine Quadrate skizziert. Diese Quadrate hatten die Maße 15 mm x 15 mm. Zu jedem Nachbarquadrat wurde ein Abstand von 900 Mikrometer Abstand gehalten, um den Verschnitt zu kompensieren. Im Bild ist dieser bereits miteinberechnet.

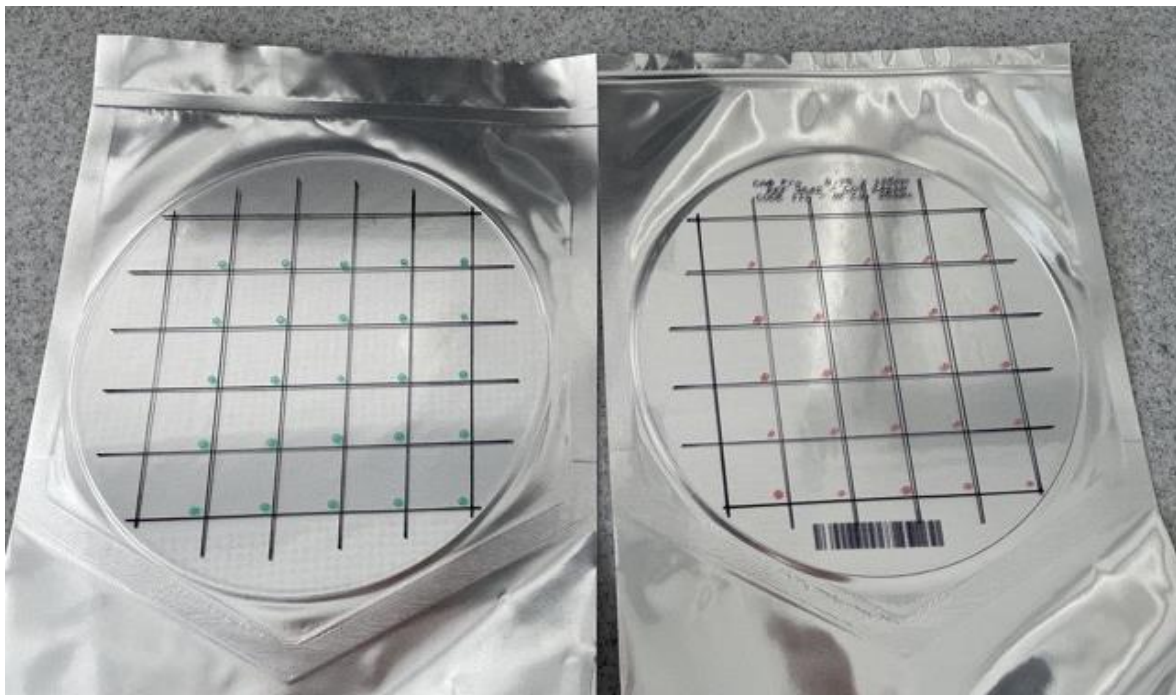


Abb. 4 Tiefziehfolien mit Skizzierung (grün: Biolon, rot: CA Pro +)

Darauffolgend wurden die Scheiben mittels eines Diamantband-Trennsystems separiert. Bei diesem System handelt es sich um eine in der Zahntechnik geläufige Diamantsäge. Das Modell CL310 der Firma Exakt Technologies, Inc. aus Oklahoma wurde dafür verwendet. Unter permanenter Wasserkühlung erfolgte das möglichst drucklose Durchsägen der Scheiben. Das Ergebnis waren kleine quadratische Plättchen. Die teilweise ausgefranst Quadrattlättchen wurden mit einem Skalpell geglättet.



Abb. 5 Diamantbandsäge Exakt CL310

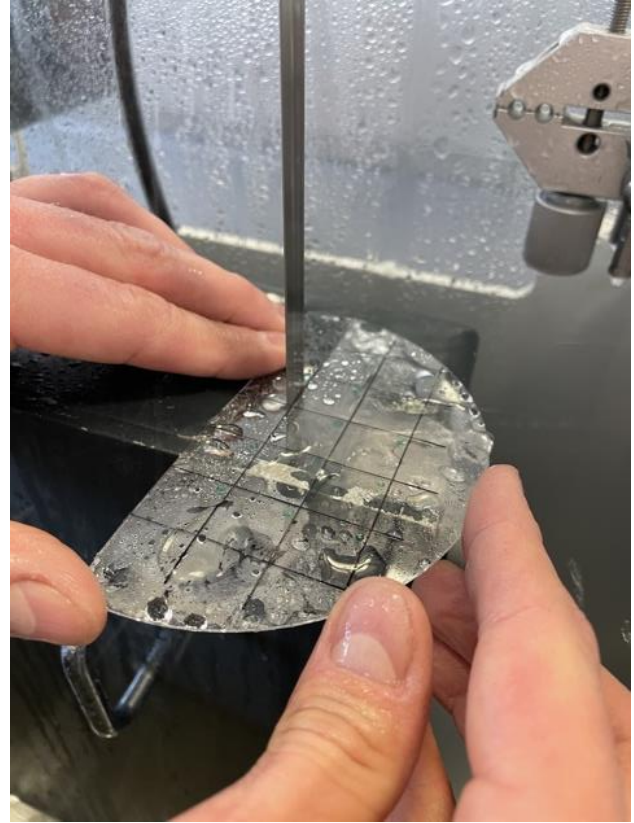


Abb. 6 Separierung der Plättchen

Anschließend wurden die Plättchen in Probenbehältnisse eingebettet. Diese werden als sogenannte Verbrauchsmaterialien vom Produzenten des Kausimulators angeboten. Die Probeplättchen sind darin fixiert und können während der Tests nicht verrutschen.



Abb. 7 Probenbehältnis (links die zu befüllende Oberseite, rechts Unterseite zur Befestigung an der Messapparatur)

Die Probenbehältnisse sind an der Basis geschlossene Hohlzylinder. An der Unterseite besitzen sie ein Gewinde, um sie in der dafür vorgesehenen Probenkammer zu fixieren. An der Innenwand zeigen sich rautenförmige Einziehungen, um mögliche Rotationen der Einbettmasse während der Testungen zu verhindern.

Das Einbettmaterial ist ein handelsübliches 2-Komponenten Epoxidharz, wie es auch vom Produzenten des Kausimulators empfohlen wird. Die A-Komponente (Grundsubstanz) beinhaltet bis-[4(2,3-epoxypropoxy)phenyl]propane Oxiran und Mono[(C12-14-alkyloxy)methyl]derivate. Ergänzend dazu enthält die B-Komponente (Härter) Polyoxyalkyleneamin. Dieses Epoxidharz zählt zu den Kaltpolymerisaten. Es gibt also keine Wärme ab, die die Probe belasten könnte. Das Mischverhältnis von A-Komponente zu B-Komponenten beträgt 2:1. Verarbeitet wurde das Epoxidharz bei 20 Grad Celsius.



Abb. 8 Probenbehälter mit eingebetteten Plättchen

In einem ersten Schritt wurden die Probenbehälter mit dem Epoxidharz bis zum Rand ebenbündig gefüllt. Nach dem Aushärten erfolgte der zweite Schritt: Auf dem nun waagrechten Plateau wurden die Plättchen platziert und ebenfalls mit Epoxidharz fixiert. Nach 14 Tagen hatte das Epoxidharz seine endgültige Härte erreicht.

2.3.2 Vorbereitung der 3D-gedruckten Plättchen

Genauso wie die tiefgezogene Vergleichsgruppe wurden auch die Kunststoffplättchen in den Dimensionen 15mm x 15mm x 0,75mm produziert. Der dafür benötigte stl.-Datensatz wurde mit der Software „Blender“ erstellt.

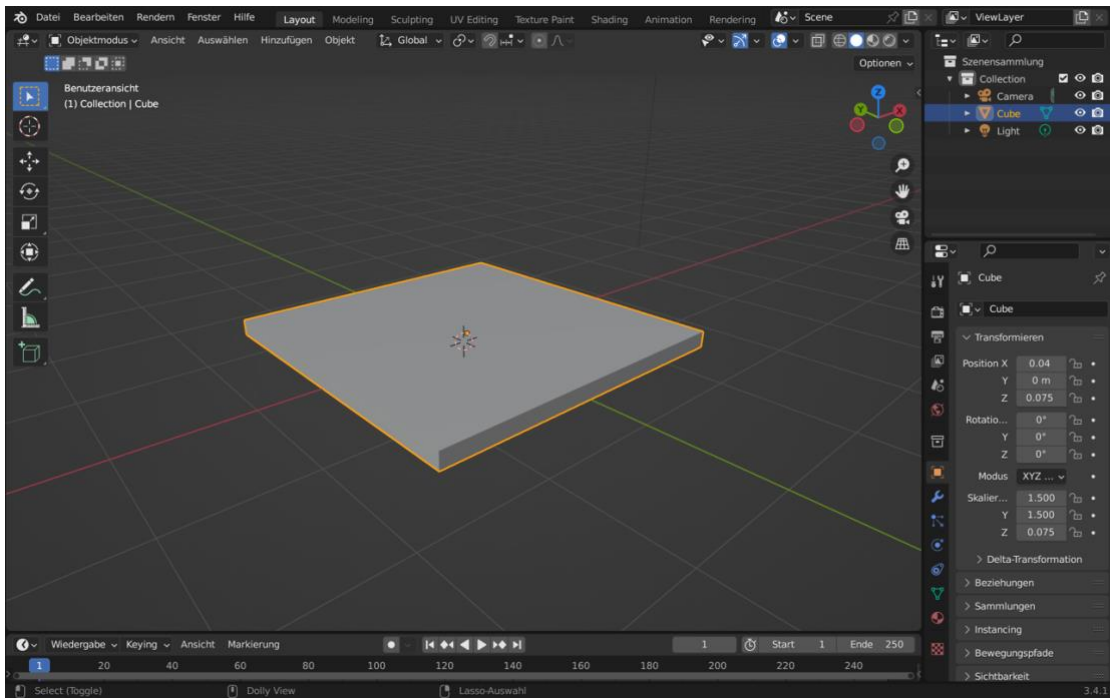


Abb. 9 Digitales Designen der stl.-Datei mit der Software "Blender"

Die stl.-Datei wurde anschließend dem hauseigenen 3D-Drucker ASIGA Freeform überspielt. Der ASIGA Freeform druckt nach dem DLP-Verfahren, was im letzten Kapitel bereits näher beschrieben wurde.



Abb. 10 ASIGA Freeform

Mit der Software ASIGA Composer können die zu druckenden Objekte digital auf Druckplattform platziert werden. Die Ausrichtung und Neigung der Objekte ist dabei frei wählbar. Wie ebenfalls bereits im vorigen Kapitel erwähnt, kommt es je nach Ausrichtung zu unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften. Aus diesem Grund wurde die Hälfte der Plättchen waagrecht, die andere Hälfte senkrecht stehend auf der Druckplattform platziert. Stützgerüste wurden in beiden Fällen keine benötigt.

Um ein Ergebnis ohne makroskopisch sichtbarer Stufen zu erhalten, wurde eine Schichtstärke von 0,075mm gewählt. Die waagrecht 3D-gedruckten Plättchen bestanden aus 10 Schichten, wohingegen die senkrecht 3D-gedruckten Plättchen aus 200 Schichten bestanden.

Die Polymerisation der einzelnen Schichten fand bei einer Lichtintensität von 3 mW/cm² statt.

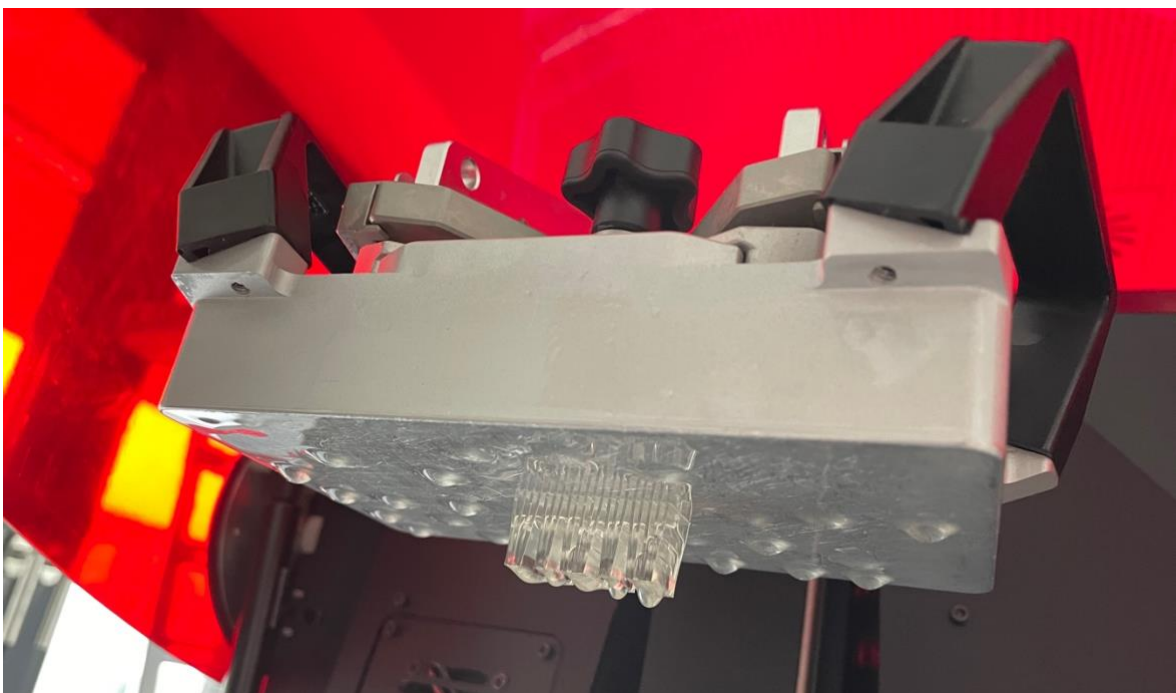


Abb. 11 Senkrecht positionierte Plättchen auf der Druckplattform

Nach Beendigung des Druckprozesses wurden die einzelnen Plättchen vorsichtig von der Druckplattform gelöst. Zur Nachbearbeitung wurden die Plättchen der Montanuni Leoben übergeben. Dort wurden die Folien von überschüssigem Kunststoff gereinigt. Als letzten Verarbeitungsschritt wurden die Plättchen noch

einmal unter einer Polymerisationslampe endgehärtet. Darauf folgte in der Medizinischen Universität Graz die Einbettung der 3D-gedruckten Plättchen (Abb. 11 und 12) in die Probenbehältnisse (Abb. 7).

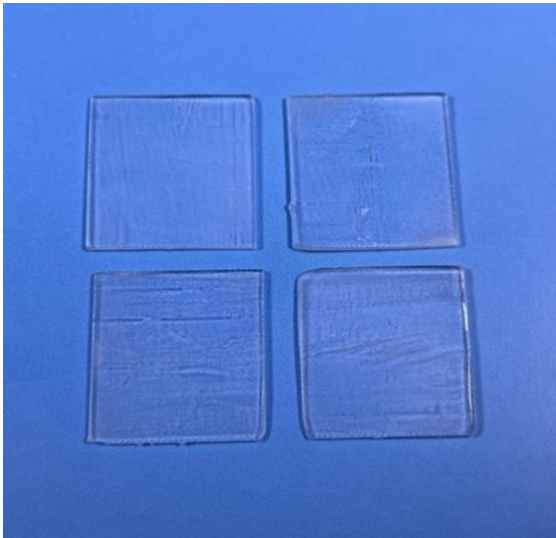


Abb. 12 Senkrecht-3D-gedruckte Plättchen

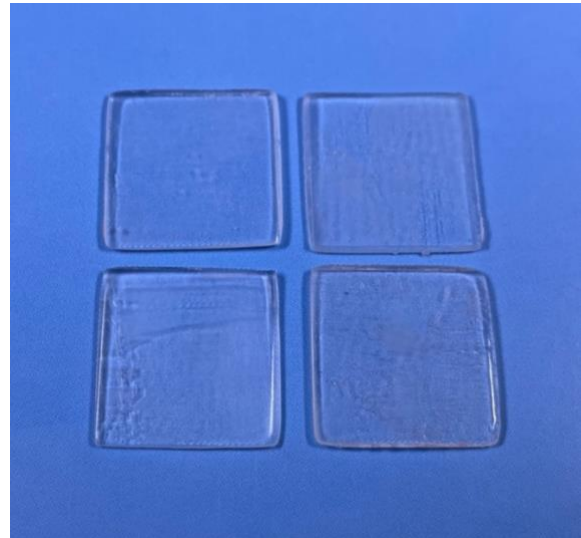


Abb. 13 Waagrecht-3D-gedruckte Plättchen

2.4 Der Kausimulator

Die Tests wurden in einem Kausimulator (CS-4.8) der Firma SD Mechatronik GmbH durchgeführt. Er verfügt über zwei motorgetriebene Achsen, um verschiedene Bewegungsmuster zu simulieren. Jede davon wird von einer Software gesteuert. Die Programmierung eines gesamten Kauzyklus ist damit möglich. Das Gerät kann verwendet werden, um den Verschleiß und die Bruchfestigkeit von verschiedenen Materialien zu analysieren. Insbesondere Implantate, Brücken oder Kompositrestaurationen, aber auch Kronen und ganze Kiefermodelle können auf ihre mechanischen Widerstandsfähigkeiten getestet werden. Als Gegenspieler, der sogenannte Antagonist, können natürliche Zähne, Edelstahl oder Keramiken fungieren.



Abb. 14 Kausimulator CS-4.8

Der Simulator ist mit insgesamt acht Testkammern ausgestattet. Jede davon kann gleichzeitig verwendet werden, da sie von acht individuellen Antagonistenstäben betrieben werden. Alle Stäbe sind durch einen motorisch angetriebenen Querstab verbunden, der für identische Prüfbedingungen in jeder Kammer sorgt. Auf den Stäben können Gewichte für zusätzliche Belastungen platziert werden.



Abb. 15 Nahaufnahme der Probenkammern (hier mit Wasser gefüllt)

Die Bedingungen in den Kammern sind frei wählbar. Sie können mit destilliertem Wasser gefüllt werden oder leer bleiben. Die Temperatur des Wassers kann beliebig geändert werden. Sie kann während der Testung permanent gleich bleiben oder zwischen definierten Werten zyklisch schwanken. Das Prinzip der zyklischen Schwankung wird Thermocycling genannt. Die Höchsttemperatur beträgt 60, die minimale Temperatur beträgt vier Grad Celsius.

Das Gerät ist zusätzlich mit einem Brucherkennungs- und Abriebanalysator ausgestattet. Diese ermöglichen, zusätzliche Daten über den Test zu sammeln. Sie können entweder den Bruch der Probe erkennen oder die Entwicklung der Abrasionstiefe während des Tests bestimmen. Dies ist durch die Verwendung von Positionssensoren möglich, die mit den Antagonistenstäben verbunden sind.

Der Kausimulator, wie er hier beschrieben wurde, gilt als Standard. Er wird weltweit von Materialproduzenten, Kliniken und Universitäten verwendet. Darunter auch von der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz.

2.4.1 Vorbereitung der Antagonisten

Der Antagonist stellt den wichtigen Gegenpart zu den Plättchen dar. Durch ihn wird die Belastung auf die Plättchen übertragen. Um eine vollständige Kraftübertragung auf die Plättchen zu gewährleisten, muss der Antagonist vollkommen dimensionsstabil sein. Gleichzeitig muss er eine gewisse Härte bieten, um nicht selbst abradert zu werden. Aufgrund dessen wurde das Material Steatit verwendet. Es ist in seinen mechanischen Eigenschaften mit denen des natürlichen Zahnschmelzes vergleichbar. Eine minimale Abrasion ist jedoch nicht ausschließbar. Daher wurde für jede zu testende Folie eine neue Steatitkugel verwendet. Eine mögliche Verfälschung der Testergebnisse wurde dadurch verhindert.

Bei Steatit handelt es sich um einen keramischen Werkstoff. Er basiert auf Magnesiumsilikat und wird aus Speckstein, Ton und Feldspat hergestellt. Für die Tests wurden Steatitkugeln mit einem Durchmesser von sechs Millimeter verwendet. Das entspricht in etwa der Größe eines Molarenhöckers. Die Steatitkugeln mussten erst in ihren Halterungen fixiert werden. Hierzu wurde Nanohybrid-Komposit eingesetzt. Genauer gesagt wurde Tetric Eva Flow® der Firma Ivoclar Vivadent, Inc. aus Liechtenstein eingesetzt. Die Aushärtung erfolgte mittels einer Polymerisationslampe - entsprechend der Herstellerangaben - bei 400-500 Nanometer.



Abb. 16 Eingebettete Steatitkugeln links

2.5 Methode

Insgesamt acht Proben können in der Messapparatur gleichzeitig geprüft werden. Die bereits vorbereiteten Prüfkörperbehältnisse sind wie vom Hersteller vorgegeben in die dafür vorgesehenen Verankerungen geschraubt worden. Dann folgte die Anbringung der Antagonisten in die dafür vorgesehenen Halterungen.

Die physiologische Kaukraft – wie zuvor beschrieben – variiert stark. Aus diesem Grund wurde ein Mittelwert von 50N gewählt, der in der Fachliteratur als Standard für Abrasionstests gilt (vgl. Heintze et al., 2005, S. 1053; vgl. Lutz et al., 2019, S. 168; Yildiz Domanic et al., 2020, S. 3; Benli et al., 2020, S. 245). Im Kausimulator müssen hierfür vier Gewichtscheiben mit jeweils einem Kilogramm auf der Antagonistenstange angebracht werden. Mit dem Eigengewicht der Antagonistenstange von 1 kg ergibt das insgesamt 5 kg, was 50 Newton entspricht.

Zu Beginn der Tests muss die Nullpunktposition definiert werden. Diese stellt die Startposition auf der noch unbelasteten Folie dar und ist essenziell für die Abtragsmessung. Um diese zu definieren, wird der Antagonist federleicht zentral auf dem Prüfkörper positioniert und im System gespeichert. Der Bewegungsablauf pro Zyklus ist immer ident. Sie wird vom Hersteller als eine lineare Bewegung gekennzeichnet.

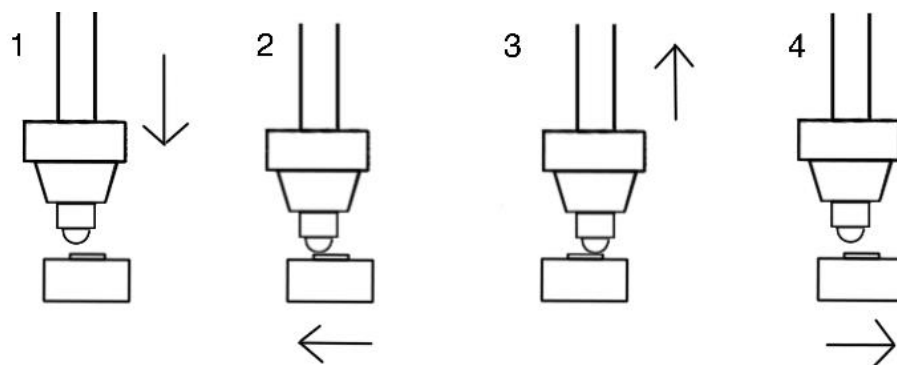


Abb. 17 Lineares Bewegungsmuster des Kausimulators

Das lineare Bewegungsmuster der Messapparatur soll folglich kurz beschrieben werden:

In einem ersten Schritt bewegt sich der Antagonist aus einer Höhe von 2mm (Stroke up) auf den Nullpunkt des Probekörpers zu. Der Antagonist hat dabei eine Geschwindigkeit von 60mm/s (Speed up).

Nach dem Auftreffen schiebt sich der Prüfkörper unter dem jetzt fixierten Antagonisten 5 mm nach lateral. Dies geschieht mit einer Geschwindigkeit von 15 mm/s. In dieser Phase kommt es zur Abrasion.

Danach wird der Antagonist wieder in seine Ausgangsposition 2mm über der Folie gehoben. Der Prüfkörper bewegt sich in seine Ausgangsposition nach medial zurück. Dies wird in nachstehender Abbildung verdeutlicht.

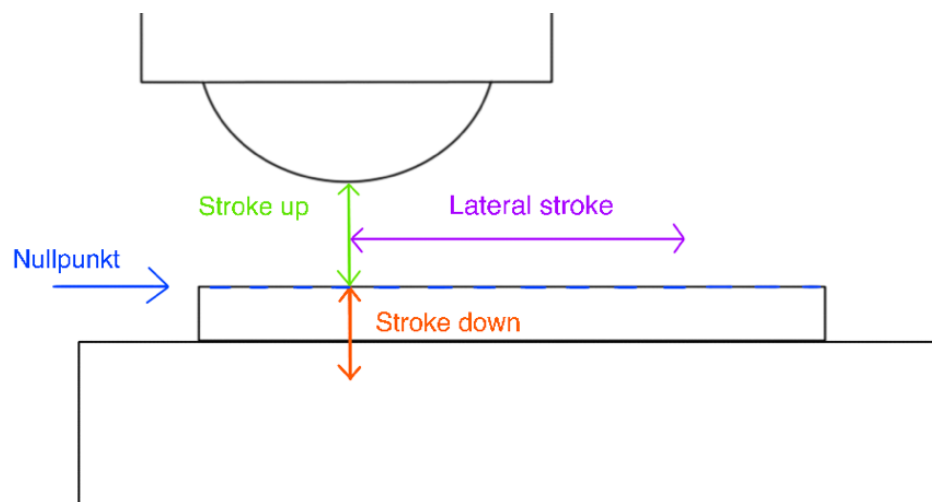


Abb. 18 Skizzierung der Parameter

Die Höhe des Treffpunkts des Antagonisten mit dem Prüfkörper ist abhängig vom Grad der Abrasion. Zu Beginn der Testung befand er sich auf Niveau des Nullpunkts. Mit der Dauer des Testes und der damit erwarteten Abrasion dringt der Antagonist immer weiter nach unten. Die maximale Auslenkung des Antagonisten unter der Nullpunktposition wurde auf 1mm (Down stroke) festgelegt. Die Geschwindigkeit ist dabei 40mm/s, um die Folien durch das Auftreffen nicht zu beschädigen.

Um dem physiologischen Milieu gerecht zu werden, wurden die einzustellenden Parameter möglichst realitätsnah gewählt. Die Proben wurden permanent mit destilliertem Wasser umspült. Die chemischen Eigenschaften sind denen des

Speichels sehr ähnlich. Die Temperatur des destillierten Wassers betrug 37 Grad Celsius. Die Belastung der Aligner findet ausschließlich intraoral statt. Aus diesem Grund wurde eine permanente Temperatur gewählt. Es fand also kein Thermocycling statt. Der Kausimulator ist kein geschlossenes System. Die Probenkammern sind von der Umgebungsluft nicht abgetrennt. Ein geringer Wärmeaustausch ist also immer möglich. Aus diesem Grund kann es zu geringen Schwankungen von maximal 0,5 Grad Celsius kommen (vgl. Lambrechts et al., 2006, S. 697; vgl. Lutz et al., 2019, S. 168).

Während der Kausimulation werden 0,9 Messzyklen pro Sekunde (0,9 Hertz) durchgeführt. Durchläuft ein Plättchen 30.000 Zyklen, dauert die Simulation also insgesamt knapp 9 Stunden. Beträgt die Abrasion eines Plättchens vor dem 30.000. Zyklus bereits 0,75mm – sprich „das gesamte Plättchen wurde bereits abgenutzt“ - wird die Simulation bereits früher automatisch beendet. Ist eine Probe nach 30.000 Zyklen noch intakt, wird die Simulation auf 60.000 Zyklen ausgedehnt.

2.6 Hauptzielgröße

Die Abtragsmessung findet simultan statt. Nach einer gewissen Anzahl an Zyklen wird das aktuelle Niveau des Prüfkörpers ermittelt. Als Referenzwert gilt die Nullpunktposition, die jeweils vor der Testung definiert wird. Der Abtrag ist also die Differenz zwischen Nullpunktniveau und der aktuellen Resthöhe der Folie. Sie wird in Millimeter angegeben. Folgende Abbildung soll den abrasiven Verschleiß graphisch darstellen:

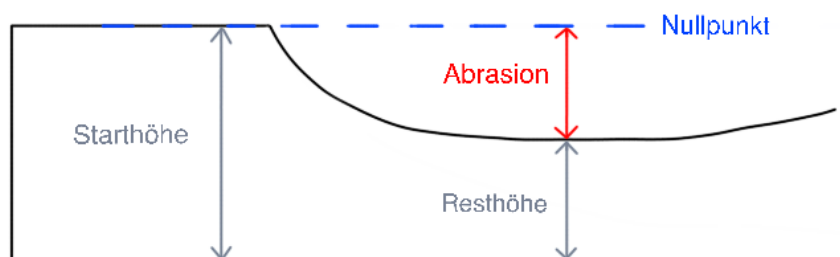


Abb. 19 Abrasiver Verschleiß

2.7 Erhebung der Ergebnisse

Jeder Test wurde nach dem gleichen Prinzip durchgeführt und war daher reproduzierbar. Eine Wiederholung der Tests mit gegebenenfalls anderen Vergleichsgruppen oder einer verbesserten Version des Kunststoffes aus Leoben könnte daher in Zukunft problemlos durchgeführt werden.

Während der Tests erfolgte die simultane Speicherung des aktuellen Abrasionsniveaus. Hierfür wurde eine „.txt“-Datei angelegt. In dieser wurden die Werte gespeichert und laufend ergänzt. Zur besseren Übersicht konnten die Werte nach Abschluss der Testungen in eine „.excel“-Datei importiert werden.

Da der Kausimulator keinen Unterschied erkennt, welches Material getestet wird, senkt sich der Antagonist mit fortschreitender Abrasion immer weiter. Er registriert nicht, ob das Plättchen oder schon die darunterliegende Kunststoffbasis, in der die Plättchen eingebettet wurden, getestet werden. Aus diesem Grund wurden auch größere Werte als 0,75mm, was die Dicke eines Plättchens entspricht, abgespeichert. Für diese Studie interessant waren aber nur die Werte der Plättchen. Infolgedessen wurden alle Werte, die über die Grenze von 0,75mm hinausgehen, nicht der Auswertung zugeführt.

2.8 Auswertung

Nach Bearbeitung der Rohdaten standen summa summarum 32.163 Datenwerte aus insgesamt 1.929.788 Zyklen zur Analyse. Die quantitative Auswertung dieser Daten erfolgte nach dem Schema einer deskriptiven Statistik. Dabei werden die Daten mit Hilfe von Graphiken und statistischen Kennzahlen beschrieben. Bei der Analyse der Daten handelt es sich um eine quantitative, empirische Auswertung. Diese beschäftigt sich mit Zusammenhängen und Ausprägungen einzelner Variablen, weswegen auf das arithmetische Mittel zurückgegriffen wird. Das arithmetische Mittel kann mit folgender mathematischer Formel berechnet werden:

$$\bar{x} = \frac{a_1 + a_2 + \dots + a_n}{n}$$

Grundsätzlich legt das arithmetische Mittel (\bar{x}) den Mittelwert, der als Quotient aus der Summe der gegebenen reellen Zahlen ($\alpha_1, \alpha_2, \dots$) und deren Anzahl (n) berechnet wird, fest (vgl. Kemnitz, 2019, S. 48).

Anhand dieser Formel konnten in dieser Arbeit die unterschiedlichen Plättchen analysiert und miteinander verglichen werden. Zur Unterstützung der Datenauswertung dienten folgende Hypothesen:

- Nullhypothese: Es kommt zu *keinem* Unterschied in der Abrasion bezüglich Folientyp.
- Alternativhypothese: Es kommt zu *einem* Unterschied in der Abrasion bezüglich Folientyp.

3 Ergebnisse

Insgesamt wurden 64 Plättchen getestet. 32 waren aus der Vergleichsgruppe Clear Aligner Pro + (CA) und Biolon (BN). Der zweite Teil der Plättchen bestand aus der mit dem Leobner Kunststoff gedruckten Versuchsgruppe. Davon waren jeweils 16 waagrecht liegend (LEW) und jeweils 16 senkrecht stehend (LES) gedruckt worden.³

Wie oben bereits erwähnt, wurde eine große Menge an Daten gesammelt. Um die Ergebnisse möglichst verständlich wiederzugeben, wurden vorwiegend Graphiken und Diagramme zur Veranschaulichung verwendet.

3.1 Biolon (BN)

In anschließender Graphik wird das Ergebnis der Vergleichsgruppe BN gezeigt.

Die durchgeführten Zyklen sind auf der X-Achse abgebildet. Sie erstreckt sich von Null bis 60.000. Auf der Y-Achse hingegen ist die Abrasion der Plättchen angegeben. Die Y-Achse umfasst die Zahlenwerte Null bis -0,80 Millimeter. Der Y-Wert ist negativ, da der abrasive Verschleiß eine Abnahme des Volumens beschreibt.

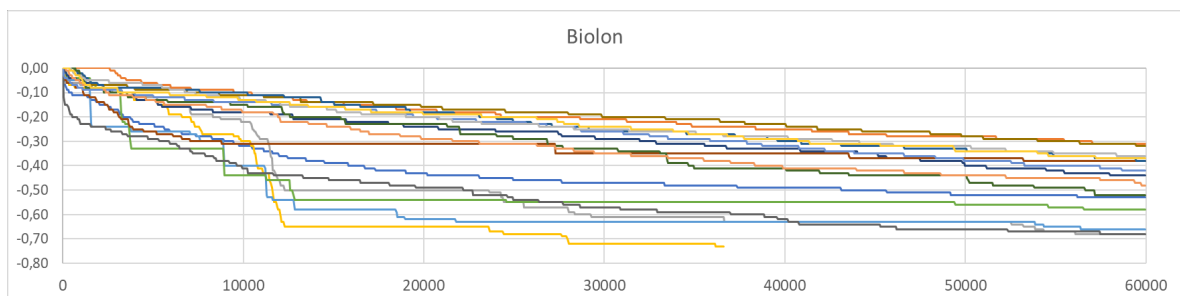


Abb. 20 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe Biolon (BN), Detailaufnahme im Anhang

Jedes Plättchen ist hier durch einen farbigen Strich gekennzeichnet. Man kann erkennen, dass fast jedes Plättchen 60.000 Zyklen überstanden hat. Nur ein

³Zur Besserung des Leseflusses werden nachstehend nur mehr die jeweiligen Akronyme verwendet.

Plättchen war schon früher komplett abradert. Dies geschah schon nach dem 36.660. Zyklus. Der Mittelwert der überstandenen Zyklen beträgt 58.541.

Obwohl fast jedes Plättchen die 60.000 Zyklen überstanden hat, ist es trotzdem zu einer gewissen Streuung der Abrasionswerte gekommen. Dem widerstandsfähigsten Plättchen wurden nur 0,31 mm Substanz abgetragen. Hingegen wurde den zwei widerstandslosesten Plättchen, die die 60.000 Zyklen erreicht hatten, 0,68 mm abgetragen. Das beschreibt eine Streuung von 0,37 mm zwischen Minimal- und Maximalwert. Das arithmetische Mittel der Abrasion in der Vergleichsgruppe BN beträgt 0,49 mm.

Aus dem Diagramm lässt sich der Verlauf der Abrasion gut erkennen. Es fällt auf, dass der abrasive Verschleiß in den ersten rund 1000 Zyklen sehr stark war. Danach ging dieser – mit wenigen Ausnahmen - annähernd linear vonstatten.



Abb. 21 Testresultat aus der Gruppe BN

In vorgegangenem Bild ist ein geprüftes BN-Plättchen abgebildet. Bei der Sichtprüfung ist der Verschleiß offensichtlich. Er kennzeichnet sich durch eine

längliche Mulde, verursacht durch die Antagonistenkugel. Es lässt sich deutlich erkennen, dass das Plättchen noch nicht vollständig abradert wurde. Die Ränder sind nicht scharf begrenzt, sondern brüchig und teils ausgefranst.

3.2 Clear Aligner Pro + (CA)

In untenstehendem Diagramm ist das Ergebnis der Vergleichsgruppe CA zu sehen. Genauso wie in oben beschriebenem Kapitel ist auf der X-Achse die Zyklusanzahl abgebildet. Auch hier erstreckt sie sich von Null bis 60.000. Auf der Y-Achse ist wieder die Abrasion in Millimeter abzulesen. Sie umfasst das Spektrum 0 bis -0,80 mm.

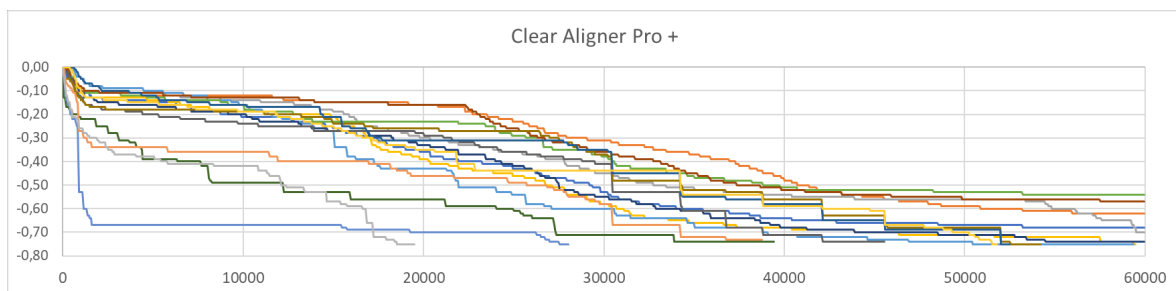


Abb. 22 Diagramm der Ergebnisse der Vergleichsgruppe CA, Detailaufnahme im Anhang

Zehn von 16 Plättchen konnten die Simulation 60.000 Zyklen nicht abschließen. Sie waren bereits davor vollkommen abradert. Die von diesen zehn Plättchen maximal erreichten Zykluszahlen liegen dabei zwischen 19.560 und 59.520. Es lässt sich sofort erkennen, dass die Streuung der Endwerte sehr groß ist. Insgesamt erreichte die Versuchsgruppe CA einen Mittelwert von 50.569 Zyklen bis zur kompletten Abrasion.

Nur sechs Proben konnten die Simulation aller 60.000 Zyklen abschließen. Die Gesamtabrasion dieser sechs Proben liegt dabei zwischen 0,54 mm und 0,74 mm. Das arithmetische Mittel der Gesamtabrasion beträgt 0,71 mm.

Der Kurvenverlauf der Vergleichsgruppe CA schwankt deutlich. Zu Beginn gibt es eine Phase von starkem abrasiven Verschleiß. Gefolgt wird diese von mäßiger Abrasion, die sich im Mittelteil etwas verstärkt und dann wieder mäßig endet. Das

trifft zumindest auf die Mehrheit der Proben zu. Ein kleiner Anteil der Proben zeigt einen weniger nachvollziehbareren Verlauf, der meist mit mehr Abtrag einher geht. Diese Werte sind kritisch zu beurteilen.

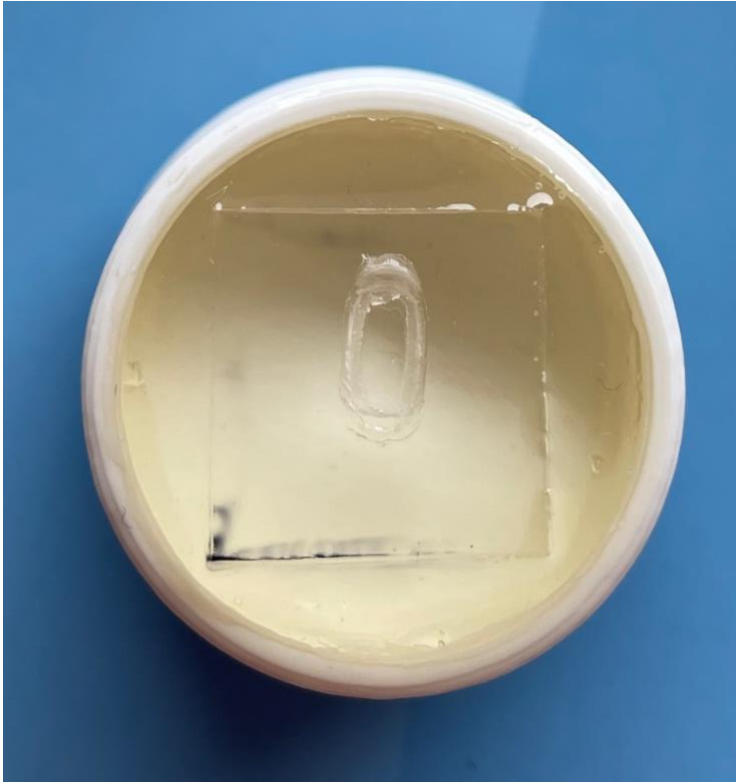


Abb. 23 Testresultat aus der Gruppe CA

In Abbildung 21 ist ein Resultat der Simulation aus der Gruppe CA zu sehen. Die Antagonistenkugel hinterlässt auch hier wieder eine längliche Mulde. Bei genauerer Inspektion wird deutlich, dass das Plättchen vollkommen abradiert wurde. Am Grund sieht man die Basis, in der die Probe eingebettet wurde. Zusätzlich kann am Rand der Mulde das Hauptcharakteristikum dieses Materials – die Dreischichtung - ausgemacht werden. Der abrasive Verschleiß hat alle drei Schichten des Plättchens sichtbar gemacht. Die Grenze der Vertiefung ist teils rissig und spröde gebrochen.

3.3 Thiol-Kunststoff aus Leoben

Zuerst ist zu erwähnen, dass die Simulation nicht abgeschlossen wurde. Jedes der Plättchen aus Leoben war nach dem 9.000. Zyklus schon zur Gänze bzw. nahezu

vollkommen abradiert. Ein signifikanter Unterschied zu den Vergleichsgruppen war zu diesem Zeitpunkt bereits gegeben. Aus diesem Grund wurde der Entschluss gefasst, die Tests mit den Proben aus Leoben frühzeitig zu beenden. Die Ergebnisse werden nachstehend genauer beschrieben.

3.3.1 Waagrecht 3D-gedruckt (LEW)

Der anschließenden Graphik können die Ergebnisse aus der Versuchsgruppe LEW entnommen werden. Die Messgröße der X-Achse ist ein weiteres Mal die Zyklusanzahl, fasst aber nur die Werte Null bis 9.000 ein. Auf der Y-Achse ist wiederum der abrasive Verschleiß abgebildet, der die Werte Null bis -0,80 widerspiegelt.

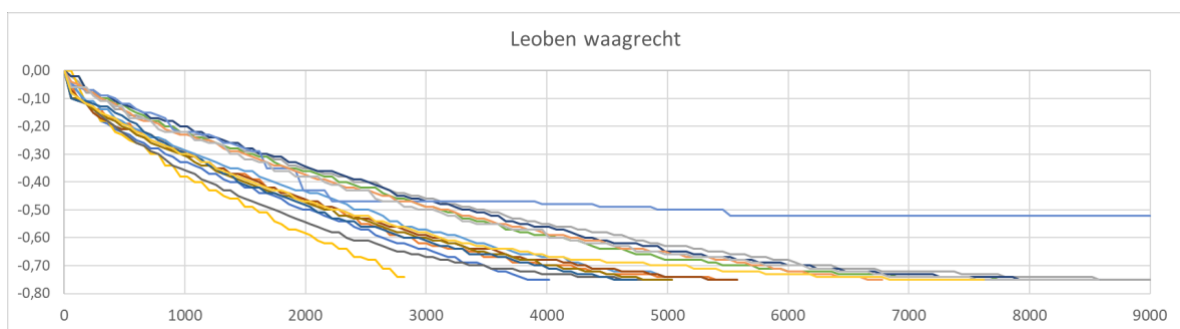


Abb. 24 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe LEW

Jedes Plättchen ist wieder durch eine farbige Linie dargestellt und beschreibt den Verlauf der Abrasion über den Zeitraum der Simulation. Vorweg ist zu erwähnen, dass ein Plättchen aus der Wertung genommen werden musste. Die Zahlenwerte dieser Probe waren nicht nachvollziehbar und wichen deutlich von den übrigen Werten ab.

Grundsätzlich ist zu sagen, dass auch hier keine Probe die gesamte Simulation durchlaufen konnte. Der Großteil der Proben war bis zum 9.000. Zyklus bereits vollständig abradiert. Das Plättchen mit dem geringsten Widerstand war schon nach 2.820 Zyklen komplett abgenutzt. Das arithmetische Mittel dieser Versuchsgruppe beträgt 6.404 Zyklen.

Weiters ist auffällig, dass die Werte in ihrem annähernd exponentiellen Verlauf nur in geringem Ausmaß zueinander streuen. Ein Teil der Proben weist zu Beginn eine stark abrasive Phase auf, die sich gleich darauf abschwächt.



Abb. 25 Testresultat aus der Versuchsgruppe LEW

Hier ist das Testresultat aus der Versuchsgruppe LEW abgebildet. Im Zuge der Sichtprüfung kann wieder eine für die Tests charakteristische längliche Mulde beschrieben werden. Der Rand der Mulde ist scharf begrenzt. Es sind keine ausgefransten Bestandteile zu sehen. An dieser Probe ist deutlich zu erkennen, dass das Plättchen vollkommen abradiert wurde. Am Grund der Mulde ist die darunterliegende Einbettbasis zu sehen.

3.3.2 Senkrecht 3D-gedruckt (LES)

Im untenstehenden Diagramm werden die Ergebnisse der Versuchsgruppe LES illustriert. Genauso wie in den Kapiteln zuvor ist auf der Y-Achse die Abrasion in

Millimeter und auf der X-Achse die Zyklusanzahl abgebildet. Die X-Achse umfasst die Werte Null bis 9.000.

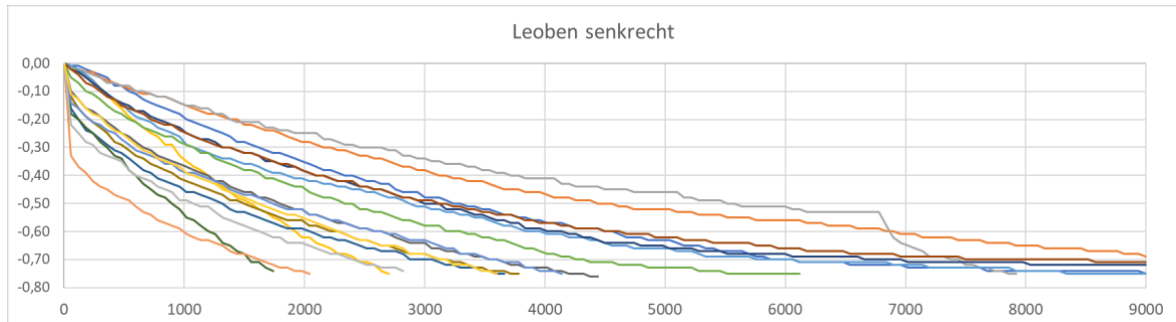


Abb. 26 Diagramm der Ergebnisse der Versuchsgruppe LES

Jede Linie stellt eine Probe während der Simulation dar. Auch in dieser Gruppe konnte keine Probe die ganze Simulationsdauer überstehen. Nach 9.000 Zyklen ist die gesamte Versuchsgruppe bereits komplett oder nahezu abradiert. Im arithmetischen Mittel dauerte es bis zum 5.498. Zyklus. Auffällig ist aber, dass es zu einer relativ großen Streuung gekommen ist. Zwischen Minimal- und Maximalwert liegen mehr als 7.260 Zyklen.

Der starke abrasive Verschleiß mancher Proben zu Beginn ist auch hier wieder erwähnenswert. Sie zeigen einen annähernd exponentiellen Verlauf und sind bereits früh vollkommen abradiert. Im Vergleich dazu weisen Proben, die mehr Widerstandsfähigkeit zeigten, einen etwas lineareren Verlauf auf.



Abb. 27 Testresultat aus der Versuchsgruppe LES

In obenstehender Abbildung ist das Ergebnis der Simulation der Versuchsgruppe LES sichtbar. Die längliche Mulde ist deutlich zu erkennen. Auf einer Seite erweitert sich die Mulde zu einer Frakturlinie. Der Großteil der Plättchen hielt der Simulation nicht stand. Nur an zwei Proben dieser Versuchsgruppe ist dieses Merkmal nicht zu sehen.

3.4 Gegenüberstellung aller Versuchsgruppen

In unten abgebildeter Tabelle sind alle Endergebnisse der Tests abzulesen. Jeder farblich markierte Bereich stellt eine Versuchsgruppe dar. Dem rot markierten Bereich können die Endwerte der Versuchsgruppe LES, dem blau markierten die Endwerte der Versuchsgruppe LEW entnommen werden. Der grüne Bereich repräsentiert die Vergleichsgruppe CA. Im violetten Abschnitt sind die Endwerte der Versuchsgruppe BN ersichtlich.

Jede Zeile beschreibt die Endwerte eines Plättchens. Der erste Wert bezeichnet die Anzahl an Zyklen, die die Probe insgesamt durchlaufen hat. Ist dieser Wert kleiner als 60.000, hat die Probe nicht das Ende der Simulation erreicht und ist bereits früher vollkommen abradert. Der zweite Wert gibt Aufschluss darüber, wie groß der abrasive Verschleiß der Probe nach Beendigung der Simulation war. Er ist in Millimeter angegeben und negativ, da der abrasive Verschleiß einen Abbauprozess darstellt.

LE senkrecht		LE waagrecht		Clear Aligner Pro +		Biolon	
max. Zyklen	Endwert	max. Zyklen	Endwert	max. Zyklen	Endwert	max. Zyklen	Endwert
9000	-0,75	4020	-0,75	60000	-0,68	60000	-0,53
9000	-0,69	5520	-0,75	60000	-0,62	60000	-0,31
7920	-0,75	9000	-0,75	60000	-0,70	60000	-0,68
2700	-0,75	2820	-0,74	59520	-0,75	36660	-0,73
9000	-0,75	5520	-0,75	59400	-0,75	60000	-0,66
6120	-0,75	8460	-0,75	60000	-0,54	60000	-0,58
9000	-0,72	8580	-0,75	60000	-0,74	60000	-0,44
9000	-0,71	5580	-0,75	60000	-0,57	60000	-0,38
4440	-0,75	4800	-0,75	45600	-0,75	60000	-0,68
3780	-0,75	5040	-0,75	54240	-0,75	60000	-0,32
3660	-0,75	4740	-0,75	52560	-0,75	60000	-0,38
1740	-0,74	—	—	39480	-0,74	60000	-0,52
4140	-0,75	9000	-0,52	28080	-0,75	60000	-0,42
2040	-0,75	6780	-0,75	38820	-0,73	60000	-0,48
2820	-0,74	8580	-0,75	19560	-0,75	60000	-0,36
3600	-0,75	7620	-0,75	51840	-0,75	60000	-0,37
MW: 5498	-0,74	6404	-0,73	50569	-0,71	58541	-0,49

Tabelle 1 Endergebnisse aller Versuchsgruppen (exklusive des Messzyklus, der ausgesondert werden musste)

In der letzten Zeile wurde jeweils das arithmetische Mittel der gesamten Spalte berechnet. Es fällt auf, dass die Mittelwerte der Maximalzyklen aus den Versuchsgruppen aus Leoben (LES und LEW) deutlich unter denen der Vergleichsgruppen (CA und BN) liegen. Tatsächlich war der Kunststoff aus Leoben (LEW) mehr als 44.000 Zyklen früher abradert als es die Vergleichsgruppe CA war. Die Gruppe LEW ist im Vergleich zur Gruppe LES etwas widerstandsfähiger. LEW hielt rund 1.000 Zyklen mehr als LES stand. Innerhalb der Vergleichsgruppen gibt es ebenfalls Unterschiede. Im Schnitt waren die Proben der Vergleichsgruppe CA in etwa 8.000 Zyklen früher abradert als es die Plättchen BN waren.

In dieser Tabelle wurden nur die Endergebnisse angeführt. Im Vergleich dazu wurden im folgenden Diagramm die Verlaufskurven miteinander verglichen. Auf der X-Achse ist die Zyklusanzahl in 10.000-Schritten ersichtlich. Der abrasive

Verschleiß in Millimeter ist der Y-Achse abzulesen. Jede Funktion bezeichnet den Mittelwert einer Versuchsgruppe. Die Farbe Rot beschreibt die Gruppe LES, Blau die Gruppe LEW. Grün und Violett repräsentieren die Vergleichsgruppen CA und BN.

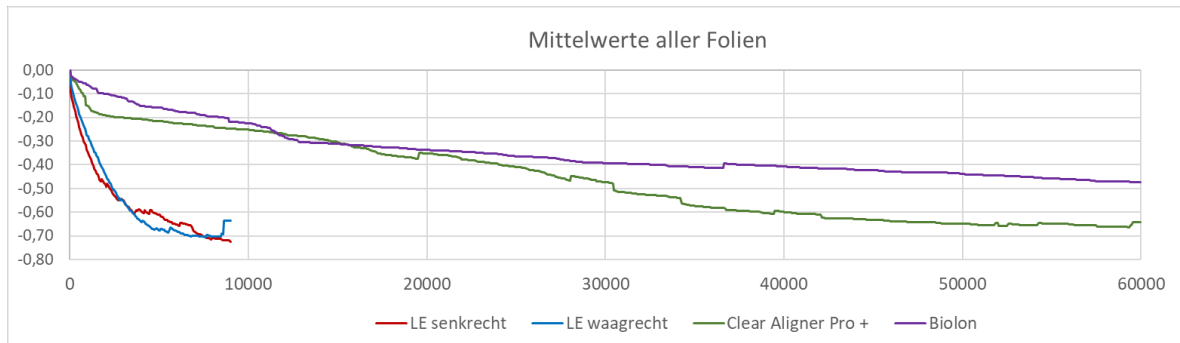


Abb. 28 Mittelwerte aller Folien, Detailaufnahme im Anhang

Der signifikante Unterschied der Versuchsgruppen wird hier nochmals verdeutlicht. Die Versuchsgruppen mit dem Kunststoff aus Leoben sind um ein Vielfaches schneller abradert als die Vergleichsgruppen (CA, BN). Zwischen den Vergleichsgruppen sind die BN-Plättchen etwas beständiger als die CA-Plättchen. Zusätzlich ist auffallend, dass die Funktionen der Gruppe LEW und CA am Ende ihres Verlaufs einen Ausschlag nach oben aufweisen.

4 Diskussion

4.1 Erkenntnisse und Erklärungsversuch

Die Ergebnisse der Versuchsgruppen LEW und LES liegen deutlich unter unseren Erwartungen. Der Kunststoff ist signifikant weniger abrasionsstabil als ihre Vergleichsgruppen CA und BN. Eine Begründung ist aus vorliegenden Daten nicht zu finden. Es fehlen Informationen zur chemischen Zusammensetzung. Diese können aus datenschutzrechtlichen Gründen aber nicht genannt werden. Makroskopisch auffällig ist aber, dass die Proben mit dem neuen Kunststoff weniger transparent als die Vergleichsmaterialien sind. Ebenso ist die Oberfläche des Kunststoffs aus Leoben deutlich rauer. Die Rauheit ist ein entscheidender Faktor für den abrasiven Verschleiß. Je rauer die Oberfläche, desto größer die Abrasion.

Den Ergebnissen können noch einige weitere Erkenntnisse entnommen werden. Die Versuchsgruppe LEW schnitt bei den Tests etwas besser als LES ab. Die Proben LEW hielten im Mittelwert rund 1.000 Zyklen länger stand. Das heißt, sie sind etwas widerstandsfähiger. Zusätzlich kommt es bei den LEW-Plättchen im Vergleich zu LES zu einer geringeren Streuung der Endwerte. Der größte Wert in der Gruppe LEW liegt vom kleinsten Wert 6.180 Zyklen auseinander. Demgegenüber stehen 7.260 Zyklen in der Gruppe LES. Zumindest die geringere Widerstandsfähigkeit der Versuchsgruppe LES lassen sich folgendermaßen erklären:

Jeder 3D-gedruckte Gegenstand besteht aus mehreren Schichten. Es wird immer eine Schicht im Ganzen polymerisiert. Der Verbund innerhalb dieser Schicht ist sehr stark. Auf diese Schicht folgt die nächste. Der Kunststoff der nächsten Schicht muss sich mit einer bereits ausgehärteten Schicht verbinden. Dieser Verbund ist etwas schwächer als der Verbund innerhalb einer Schicht. Diese Tatsache findet auch in den Proben dieser Studie Anwendung. Die waagrecht 3D-gedruckten Plättchen besitzen bedeutend weniger Schichten als die senkrecht 3D-gedruckten. Zehn Schichten der Plättchen LEW stehen 200 Schichten der Proben LES gegenüber.

Der Kunststoff aus Leoben besteht aus Thiol-Verbindungen. Er wird nach dem Prinzip der Stufenwachstumspolymerisation ausgehärtet. Die Polymerisation geschieht langsamer als jene konventioneller Kunststoffe. Aus diesem Grund sollten geringere Schrumpfungsspannungen auftreten. Die Folge wäre eine verminderte Sprödigkeit des Materials. Die Versuchsgruppe LES kann diese Theorie nicht beweisen. An 14 der 16 Proben ist es während der Simulation zu einer Fraktur des Plättchens gekommen. Im natürlichen Gebrauch innerhalb des Mundes könnte eine solche Fraktur schwerwiegende Folgen haben. Die Frakturfragmente könnten verschluckt oder im schlimmsten Fall sogar aspiriert werden.

Interessanterweise ereignete sich in der Versuchsgruppe LEW keine Fraktur. Ganz im Gegenteil, die vom Antagonisten abradierte Mulde ist scharf begrenzt. Sie zeigt keine Fransen, Risse oder sonstige Anzeichen, die auf sprödes Material zutreffen würden. Derartige Attribute sind in den Vergleichsgruppen CA und BN sehr wohl zu sehen. Aus diesem Grund könnte es sein, dass die Fraktur der Plättchen LES einen anderen Grund hat. Vielleicht ist wieder die geringere mechanische Stabilität aufgrund der höheren Anzahl von Schichten für die Fraktur verantwortlich.

Aligner-Schienen sind nicht auf zwei Dimensionen begrenzt. Sie erstrecken sich im 3D-Druck in alle drei Dimensionen. Im 3D-Druck kann die Ausrichtung des Aligners zwar nach Wunsch verändert werden, es wird jedoch immer Areale in der Aligner-Schiene geben, die senkrecht gedruckt sind. Diese Areale sind mechanisch instabiler und könnten die Fraktur der Schiene herbeiführen, was oben beschriebene Folgen haben könnte.

Den Ergebnissen der Tests ist zu entnehmen, dass die Vergleichsgruppe BN robuster als CA ist. Der Kurvenverlauf der beiden Vergleichsgruppen unterscheidet sich gravierend. So beschreibt die Funktion des Mittelwerts der Gruppe BN ein nahezu lineares negatives Wachstum. Das erklärt sich dadurch, dass die Plättchen BN aus nur einem Material, nämlich PET-G, bestehen. Im Gegensatz dazu ist der Verlauf der Gruppe CA S-förmig. Verantwortlich dafür ist die Zusammensetzung der Plättchen. Diese besteht aus drei Schichten. Zwei äußere Copolyester-Schichten begrenzen eine zentrale Elastan-Schicht. Jede davon ist 0,25 mm dick. Die Verlaufskurve des Mittelwerts zeigt im ersten und letzten Drittel eine geringere

Abrasion als im zweiten Drittel. Das macht deutlich, dass das Elastan im Zentrum des Plättchens eine geringere Widerstandsfähigkeit als Copolyester besitzt.

Bei genauerer Betrachtung der Verlaufskurve des Copolyesters können wiederum Gemeinsamkeiten mit PET-G hergestellt werden. Der Abrasionsverlauf dieser beiden Materialien ist ähnlich. Daraus kann geschlossen werden, dass Copolyester und PET-G auch ähnliche mechanische Eigenschaften besitzen.

Die Plättchen der Vergleichsgruppe BN bestehen aus nur einem Material. Der Verlauf der Abrasion ist deshalb linear. Anders ist das bei den Versuchsgruppen LEW und LES. Auch sie sind nur aus einem Material gefertigt. Dementsprechend interessant ist die Tatsache, dass die Versuchsgruppen mit dem Kunststoff aus Leoben einen annähernd exponentiellen Verlauf der Abrasion aufweisen. Eine Erklärung dafür kann bisweilen noch nicht gefunden werden.

Eine andere Tatsache lässt sich leicht erklären. Am Ende des Verlaufs der Mittelwerte der Versuchsgruppen LEW und CA kommt es zu einem unerwarteten Ausschlag ins „Positive“. Das würde bedeuten, dass die Plättchen plötzlich wieder Material hinzugewinnen. Dem ist selbstverständlich nicht so. Bei der Berechnung des Mittelwerts werden alle Werte summiert und durch die Anzahl der Werte geteilt. Am Ende der jeweiligen Funktion sind bereits einige Plättchen vollkommen abradert gewesen und konnten für die Berechnung nicht weiter berücksichtigt werden. Der Durchschnitt der verbliebenen Plättchen ist deshalb plötzlich höher.

Unklar ist der hohe abrasive Verschleiß zu Beginn der Tests. In den Vergleichsgruppen CA und BN ist es in den ersten 1.000-1.500 Zyklen zu starker Abrasion gekommen. Diese schwächt sich darauf deutlich ab. Eine Begründung kann dafür aktuell nicht gegeben werden.

Die Wissenschaftler Tartaglia et al. beschreiben eine Zytotoxizität von Thermoplasten. Genauergesagt kommt es zu einer Veränderung von primären gingivalen Fibroblasten durch das thermoplastische Material. Das konnte nach

zwei-wöchiger Exposition in intraoralem Milieu nachgewiesen werden. Verantwortlich dafür sind die nicht polymerisierten Restmonomere. Diese machen 20-40% aus. Diese Zytotoxizität ist laut Tartaglia et al. nach dem Tiefziehen und der damit einhergehenden Wärmeeinwirkung erhöht. Im Gegensatz dazu steht der Kunststoff aus Leoben. Dieser auf Thiol basierte Kunststoff polymerisiert nach dem Prinzip des Stufenwachstums. Dadurch kann ein Restmonomergehalt von 5% erreicht werden. Aus diesem Grund weist der Kunststoff aus Leoben eine höhere Biokompatibilität als die konventionellen Thermoplasten auf.

Die Studie von Lutz et al. lässt sich mit dieser gut vergleichen. Neben der Abrasion wurde auch die Frakturresistenz geprüft. Der Versuchsaufbau entspricht im Allgemeinen dem dieser Studie. Die Proben wurden ebenfalls in einem Kausimulator mit einer Last von 50 Newton bei 37 Grad Celsius getestet. Die Simulationsdauer war aber eine andere. Die Proben waren der Simulation insgesamt 120.000 Zyklen ausgesetzt. Der große Unterschied ist das Material. Es kam kein für Aligner typischer Kunststoff zum Einsatz. Stattdessen wurden Kunststoffe für den allgemeinen Schienengebrauch, wie er bei Bruxismus oder CMD (Craniomandibuläre Dysfunktionen) verwendet wird, getestet. Das Ergebnis ist aber dem dieser Studie sehr ähnlich. Das 3D-gedruckte Material zeigte im Vergleich zu den konventionell hergestellten Materialien die höchsten Werte an Abrasion. Gleichzeitig wiesen sie die geringste Frakturresistenz auf.

Die Kaubelastung wurde in dieser Studie mit 50 Newton simuliert. Das gilt in der Vergleichsliteratur als Standard für Abrasionstests. Zusätzlich gilt es als Mittelwert einer physiologischen Gesamtkaubelastung. Es wird hier bewusst von der physiologischen Kaubelastung gesprochen. Die Belastung ist bei Bruxismus deutlich höher, wird in dieser Arbeit jedoch nicht berücksichtigt. Die Gesamtkaubelastung teilt sich in einem gut verzahnten Gebiss auf den gesamten Seitenzahnbereich auf. Die Kraft pro Kontaktpunkt ist somit geringer. Eine Aligner-Schiene ist also im Mund einer nicht ganz so großen Belastung ausgesetzt.

Abrasionstests werden mit einer translatorischen Bewegung durchgeführt. Auch im Mund kommt es im Zuge einer Mahlbewegung während des Kauens zu einer translatorischen Bewegung. Aligner-Schienen sollten jedoch während der Nahrungsaufnahme herausgenommen werden. Die Aligner-Schienen erfahren ihre Belastung hauptsächlich durch physiologische Schluckakte während des Tages und der Nacht. Der Schluckakt führt, wenn überhaupt, nur zu einer geringen translatorischen Bewegung der Zähne zueinander. Die Belastung für die Aligner-Schienen ist in der Praxis aus diesem Grund etwas geringer.

Ein weiterer Unsicherheitsfaktor stellt die Wasserabsorption dar. Sie beträgt für Biolon 0,2% und für Clear Aligner Pro + 0,13% nach 24-stündiger Wasserlagerung. Demgegenüber steht der Thiol-basierte Kunststoff aus Leoben. Zu diesem liegen aktuell keine Werte vor. Die Wasserabsorption stellt aber einen nicht unerheblichen Faktor dar. Durch das Abnehmen der Aligner-Schiene während der Nahrungsaufnahme kommt es regelmäßig zum Austrocknen der Schiene. Inwieweit der wiederholte Wechsel von feucht zu trocken die Materialien beeinflusst, lässt sich schwer ermitteln.

5 Fazit

- ◇ PET-G ist das widerstandsfähigste Material. Es hält der Belastung am besten Stand.
- ◇ Copolyester ist ähnlich abrasionsstabil wie PET-G. Im Gegensatz dazu ist Elastan weniger widerstandsfähig.
- ◇ Das Produkt Clear Aligner Pro + ist weniger widerstandsfähig als das Produkt Biolon.
- ◇ Biolon und Clear Aligner Pro + besitzen eine signifikant größere mechanische Widerstandsfähigkeit als der Thiol-basierte Kunststoff aus Leoben.
- ◇ Die Versuchsgruppe der senkrecht-3D-gedruckten Plättchen weist als einzige Versuchsgruppe Frakturen während der Tests auf.

6 Literaturverzeichnis

- Baresel, I. (2019). *Durchblick im Dschungel der Intraoralscanner*. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/durchblick-im-dschungel-der-intraoralscanner__7148.html
- Benli, M., Eker Gümüş, B., Kahraman, Y., Gökçen-Rohlig, B., Evlioğlu, G., Huck, O., & Özcan, M. (2020). Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*, *108*(2), 240–250. <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00463-1>
- Bollen, C., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater*, *13*, 258–269.
- Dalaie, K., Fatemi, S. M., & Ghaffari, S. (2021). Dynamic mechanical and thermal properties of clear aligners after thermoforming and aging. *Progress in Orthodontics*. <https://doi.org/10.1186/s40510-021-00362-8>
- Deters, L., Fischer, A., Santner, E., & Stolz, U. (2002). *Gesellschaft für Tribologie: Arbeitsblatt 7: Tribologie – Definitionen, Begriffe, Prüfung*.
- Fiedler, R. (2008). *Abrasions- und Attritionserscheinungen im Gebiss – eine bevölkerungsrepräsentative Studie im Stadtgebiet Halle (Saale) und Leipzig*. Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
- Frank, U. (2012). *Wie viel Schlucken ist normal? Normdaten in der Diagnostik und Therapie bei Dysphagie*.
- Harrell, R. E. (2018). Intraoral Scanning in Orthodontic Practice. *Decisions in Dentistry*, 17–20. <https://decisionsindentistry.com/article/intraoral-scanning-orthodontic-practice/>
- Harzer, W. (2011). *Kieferorthopädie*.
- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., & Rousson, V. (2005). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.010>

- Hoyle, C. E., Lee, T. Y., & Roper, T. (2004). Thiol-enes: Chemistry of the past with promise for the future. *Journal of Polymer Science, Part A: Polymer Chemistry*, 42(21), 5301–5338. <https://doi.org/10.1002/pola.20366>
- Kahl-Nieke, B. (2017). Einführung in die Kieferorthopädie. In *Einführung in die Kieferorthopädie*. Deutscher Zahnärzte Verlag. <https://doi.org/10.47420/9783769136319-i>
- Kemnitz, A. (2019). *Mathematik zum Studienbeginn. Grundlagenwissen für alle technischen, mathematisch-naturwissenschaftlichen und wirtschaftswissenschaftlichen Studiengänge*. Springer Spektrum.
- Kihara, H., Hatakeyama, W., Komine, F., Takafuji, K., Takahashi, T., Yokota, J., Oriso, K., & Kondo, H. (2020). Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), 109–113. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2019.07.010>
- Kuncio, D., Maganzini, A., Shelton, C., & Freeman, K. (2007). Invisalign and Traditional Orthodontic Treatment Postretention Outcomes Compared Using the American Board of Orthodontics Objective Grading System. *Angle Orthodontist*, 77(5), 864. <https://doi.org/10.2319/100106-398.1>
- Kuo, E., & Miller, R. J. (2003). Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(5), 578–581. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(03\)00051-9](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(03)00051-9)
- Lambrechts, P., Debels, E., van Landuyt, K., Peumans, M., & van Meerbeek, B. (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*, 22(8), 693–701. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.004>
- Lutz, A. M., Hampe, R., Roos, M., Lumkemann, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*, 121(1), 166–172. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.007>
- o.A. (2017). *3D Druck Technik-Leitfaden*. Erasmus + 3D Printing VET Centers.
- Ryu, J. H., Kwon, J. S., Jiang, H. B., Cha, J. Y., & Kim, K. M. (2018). Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials

for transparent orthodontic aligners. *Korean Journal of Orthodontics*, 48(5), 316–325. <https://doi.org/10.4041/kjod.2018.48.5.316>

Sander, A. C., Wiethoff, H. C., & Sander, F. M. (2009). Die kieferorthopädische Behandlung mit thermoplastischen Schienen Orthodontic Treatment With Thermoplastic Aligners. *Inf Orthod Kieferorthop*, 41, 183–188. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1224592>

Steiniger, B., Schwarzbach, H., & Stachniss, V. (2010). *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts*. Georg Thieme Verlag.

Tai, S. (2018). *Clear Aligner Technique*.

Tamburrino, F., D'antò, V., Bucci, R., Alessandri-Bonetti, G., Barone, S., & Razionale, A. V. (2020). Mechanical Properties of Thermoplastic Polymers for Aligner Manufacturing: In Vitro Study. *Dentistry Journal*. <https://doi.org/10.3390/dj8020047>

Tartaglia, G. M., Mapelli, A., Maspero, C., Santaniello, T., Serafin, M., Farronato, M., & Caprioglio, A. (2021). Direct 3D printing of clear orthodontic aligners: Current state and future possibilities. *Materials*, 14(7). <https://doi.org/10.3390/ma14071799>


Wenz, H., Hellwig, E., & Lehmann, K. (2019). *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde* (14. Auflage). Deutscher Zahnärzte Verlag.

Yildiz Domanic, K., Aslan, Y. U., & Ozkan, Y. (2020). Two-body wear of occlusal splint materials against different antagonists. *BMC Oral Health*, 20(1), 174. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01165-9>

Zheng, M., Liu, | R, Ni, | Z, & Yu, | Z. (2017). Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res*, 1–7. <https://doi.org/10.1111/ocr.12177>

7 Anhang

a) Technisches Datenblatt Biolon

Biolon						
Technisches Datenblatt						
Zweckbestimmung:	Dentales Schienungsmaterial langzeit					
Hersteller:	Dreve Dentamid GmbH Max-Planck-Straße 31 59423 Unna / Germany					
Zusammensetzung:	<table border="1"><thead><tr><th>Pos</th><th>Chemische Bezeichnung</th></tr></thead><tbody><tr><td>1</td><td>Polyethylenterephthalat (PETG)</td></tr></tbody></table>		Pos	Chemische Bezeichnung	1	Polyethylenterephthalat (PETG)
Pos	Chemische Bezeichnung					
1	Polyethylenterephthalat (PETG)					
Physikalische Eigenschaften:						
Farbe:	glasklar					
Folienstärke:	0,5 mm ± 0,1 mm 0,625 mm ± 0,1 mm 0,75 mm ± 0,1 mm 1,0 mm ± 0,1 mm 1,5 mm ± 0,1 mm 2,0 mm ± 0,1 mm 3,0 mm ± 0,1 mm					
Dichte:	1,27 g/cm ³	ISO 1183-1				
Reißdehnung:	> 35%	ISO 527-2/1B/50				
E-Modul:	2020 Mpa	ISO 527-2/1B/1				
Rockwell-Härte:	R104 - 117	ASTM D785				
Streckspannung:	45 MPa	ISO 527-2/1B/50				
Feuchtigkeitsaufnahme:	0,2%	24 Std. bei 23°C / 3 mm				
Temperaturbereich:	-40°C - +65°C					
Biolon verbindet sich mit Acrylat.						
<small>Diese Daten resultieren aus Messungen, die im Rahmen unseres QM-Systems laufend durchgeführt werden. Dieses Dokument ist ohne Unterschrift gültig.</small>						
		<small>Rev. 08 / 08.2021 Seite 1 von 1 TDS Biolon DE</small>				

b) Produktdatenblatt CA Pro +



Produktdatenblatt CA® Pro+

1 Bezeichnung des Stoffes / der Zubereitung / des Unternehmens

Angaben zum Produkt

Handelsname: **CA® Pro+**

Verwendung des Stoffes / der Zubereitung: Herstellung von dentalen Tiefziehschienen

Hersteller / Lieferant: SCHEU-DENTAL GmbH
Am Burgberg 20
58642 Iserlohn
Tel. 02374 9288-0

2 Zusammensetzung / Angaben zu Bestandteilen

Chemische Charakterisierung

Bezeichnung: ABA-Dreischichtfolie bestehend aus Copolyester (A) und Thermoplastischem Elastomer (B)

Folienaufbau: **Mit einer abziehbaren PE-Isolierfolie!**

A: Copolyester (hart)
B: Thermoplastisches Elastomer (weich)
A: Copolyester (hart)

Schichtstärkenverteilung:

Folienstärke/mm	0,5	0,625	0,75
A-Schicht/mm	0,17	0,21	0,25
B-Schicht/mm	0,17	0,21	0,25
A-Schicht/mm	0,17	0,21	0,25

3 Handhabung und Lagerung

Handhabung

Hinweise zum sicheren Umgang: Bei der Arbeit nicht essen, trinken oder rauchen.
Bei Staubbildung Absaugung anwenden.

Lagerung

Lagerbedingungen: Das Material trocken und dunkel lagern.
Lagertemperatur max. 30°C.

Transport

Transportbedingungen: Das Material trocken und dunkel lagern.
Lagertemperatur max. 30°C.
Kurzzeitig bis zu 50°C.

Revision: 1 15/22
Ersetzt:

Seite 1 von 3

Produktdatenblatt CA[®] Pro+

Verarbeitung

Verarbeitungshinweis:

Folien 15 Minuten nach Öffnen des Barrierebeutels verarbeiten. Nur Folien aus unbeschädigten Barrierebeuteln verarbeiten. Verarbeitungstemperatur 150°C -175°C. Maximaltemperatur von 175°C nicht überschreiten! Detaillierte Verarbeitungshinweise siehe Gebrauchsanweisung!

4 Physikalische, chemische, mechanische und biologische Eigenschaften

4.1 Allgemeine Eigenschaften

Eigenschaften	Prüfverfahren	Wert (Thermoplastisches Elastomer)	Wert (Copolyester)
Form	-	fest	fest
Farbe	-	transparent	matt / transparent
Geruch	-	geruchlos	geruchlos
Dichte	ISO 1183	1,12 g/cm ³	1,27 g/cm ³
Wasseraufnahme nach 24 h bei 23°C	ISO 62 Methode 1	-	0,13 %

4.2 Mechanische Eigenschaften

Eigenschaften	Prüfverfahren	Wert (Thermoplastisches Elastomer)	Wert (Copolyester)
Zugfestigkeit	ISO 527	29 MPa	50 MPa
Dehnung bei Streckspannung	ISO 527	-	5 %
E-Modul	ISO 527	-	2100 MPa
Reißdehnung	ISO 527	650 %	140 %
Biegefestigkeit	ISO 178	-	68 MPa
Schlagzähigkeit bei 23°C	ISO 180	-	Kein Bruch
Kerbschlagzähigkeit bei 23°C	ISO 180	-	6,2 kJ/m ²
Schlagzugzähigkeit bei 23°C	ISO 8256	-	92 kJ/m ²
Härte nach Shore A	DIN 53505	85	-
Härte nach Shore D	DIN 53505	-	79
Rockwell Härte	ISO 2039-2, Skala R	-	109

Eigenschaften	Prüfverfahren	Dreischichtfolie
Zugfestigkeit	ISO 527	35,6 MPa
Dehnung bei Streckspannung	ISO 527	6 %
E-Modul	ISO 527	1600 MPa
Schlagzugzähigkeit	ISO 8256	107 kJ/m ²

Revision: 1 15/22
Ersetzt:

Seite 2 von 3

Produktdatenblatt CA[®] Pro+

4.3 Thermische Eigenschaften

Eigenschaften	Prüfverfahren	Wert (Thermoplastisches Elastomer)	Wert (Copolyester)
Vicat-Erweichungstemperatur	ISO 306	82°C	85°C
Temperaturbeständigkeit	ISO 75 Method A	-	64°C
	ISO 75 Method B	-	70°C

4.4 Biologische Eigenschaften / Biokompatibilität

Das Material ist nach DIN EN ISO 10993 auf Biokompatibilität geprüft worden und erfüllt die Anforderungen an die biologische Verträglichkeit von Medizinprodukten.

5 Stabilität und Reaktivität

Thermische Zersetzung / Zu vermeidende Bedingungen:

Keine Zersetzung bei bestimmungsgemäßem Gebrauch.

6 Hinweise zur Entsorgung

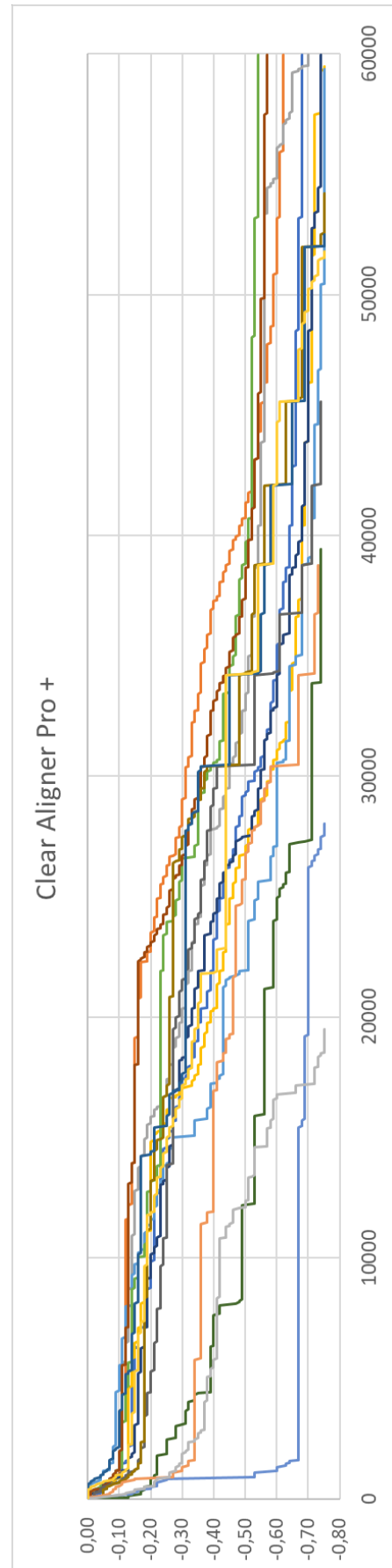
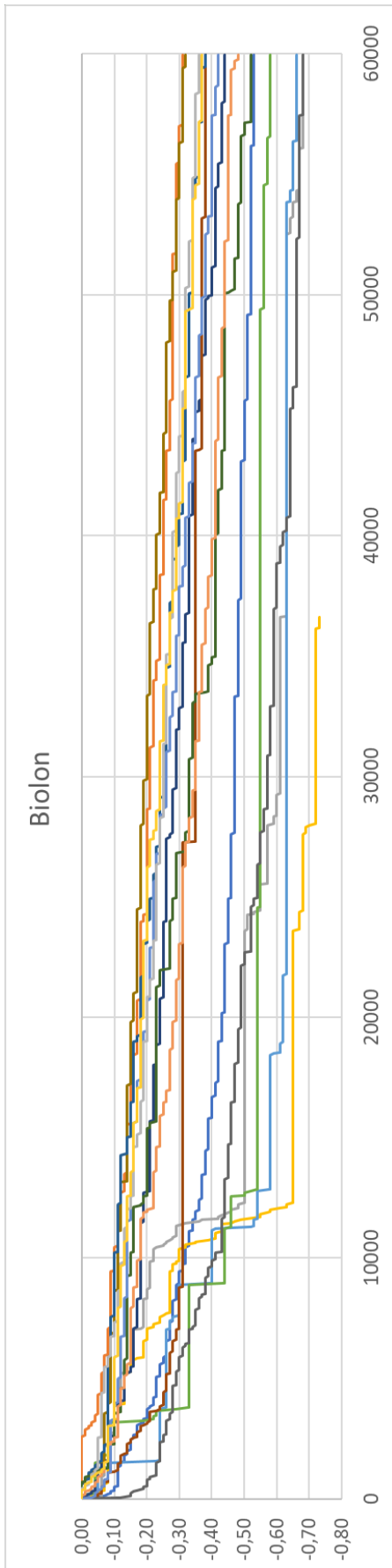
Das Material kann dem Haus- oder Gewerbeabfall zugeführt werden.

Vorstehende Angaben erfolgen nach bestem Wissen, können jedoch nur unverbindlich beraten. Alle Verarbeitungshinweise sind Richtwerte und entbinden den Anwender nicht von der Pflicht, die Eignung für die jeweilige Anwendung selbst zu prüfen.

Revision: 1 15/22
Ersetzt:

Seite 3 von 3

c) Detailaufnahme der Ergebnisse Biolon und CA Pro+



d) Detailaufnahme der Gesamtergebnisse

