

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde
der Universität Würzburg
Leiter: Prof. Dr. rer. nat. Jürgen Groll

3D-Druck mikrofluidischer Systeme mittels Stereolithografie

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Yasmin Link
aus Würzburg

Würzburg, Oktober 2019

Referent: Prof. Dr. Uwe Gbureck

Korreferent: Prof. Dr. Torsten Blunk

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 03.08.2020

Die Promovendin ist Zahnärztin

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Problemstellung	1
2 Kenntnisstand	5
2.1 Mikrofluidische Systeme und ihre physikalischen Eigenschaften	5
2.2 Übersicht über die möglichen traditionellen Herstellungsverfahren für CFM	7
2.3 3D-Druck mikrofluidischer Systeme	10
2.4 Vor- und Nachteile der verschiedenen Fertigungsprozesse	21
2.5 Klassische Mischeinheiten mikrofluidischer Systeme	25
3 Material und Methoden	28
3.1 Die UV-härtenden Harze	28
3.1.1 <i>E-Shell 600</i> und seine Eigenschaften	28
3.1.2 <i>HTM 140 V2</i> und seine Eigenschaften	29
3.2 Der Drucker und das Druckverfahren	30
3.3 Mikroskopische Aufnahmen	38
3.4 Untersuchung der Geometrien	38
3.5 Untersuchung der Kanäle	41
3.6 Untersuchung von Kanälen mit Rundung im Kanalverlauf und geraden Kanälen mit variierenden Winkeln zur Bauplattform	41
3.7 Messung der Länge der Kanäle	42
3.8 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen	43
3.9 Statistischer Vergleich von Messungen der Geometrien	44
4 Ergebnis und Diskussion	45
4.1 Eigenschaften der Materialien für den Druck mit <i>Vida HD Crown and Bridge</i>	45
4.2 Allgemeine Eigenschaften der Oberflächen eines gedruckten Objekts aus <i>E-Shell 600</i>	49
4.3 Platzierung der Geometrien und Kanäle auf der Bauplattform und im Bauraum	54
4.4 Untersuchung der Geometrien	60
4.4.1 Form und Bemaßung der Geometrien	61

4.4.2	Minimale Realisierbarkeit bezüglich der Grundfläche der Geometrien und zugehörige Höhen	68
4.4.3	Untersuchung der Geometrien – Vergleich zwischen Aufnahmen des Stereomikroskops und REMs	78
4.5	Untersuchung der Kanäle	82
4.6	Untersuchung der Elemente des Druckkopfes, die als Zulauf für den Hauptkanal dienen können	92
4.6.1	Untersuchung von Kanälen mit Rundung im Kanalverlauf.....	93
4.6.2	Untersuchung von geraden Kanälen, die zur Bauplattform abgewinkelt gedruckt wurden.....	95
5	Zusammenfassung und Ausblick	99
6	Literaturverzeichnis	101
7	Anhang – Lizenzen.....	111

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
CaCl ₂	Calciumchlorid
DLP	<i>Digital Light Processing</i> (Digitale Lichtverarbeitung)
SLA	Stereolithografie
DMD	<i>Digital Micromirror Device</i> (Mikrospiegelaktor)
PDMS	Polydimethylsiloxan
CFM	<i>Continous Flow Microfluidic</i> (Kontinuierlicher-Fluss-Mikrofluidik)
PM	<i>Paper Microfluidic</i> (Papier-Mikrofluidik)
DFM	<i>Digital Flow Microfluidic</i> (Digitale-Fluss-Mikrofluidik)
UV	Ultraviolett
PMMA	Polymethylmetacrylat
PC	Polycarbonat
TPE	Thermoplastische Elastomere
RP	<i>Rapid Prototyping</i> (Schneller Modellbau)
AM	<i>Additive Manufacturing</i> (Additive Produktion)
FDP	<i>Fused Deposition Modeling</i> (Schmelzschichtung)
LOM	<i>Laminated Object Manufacturing</i> (Papierschichten)
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i> (Selektives Laser Sintern)
UV-LED	<i>Ultra Violet Light-Emitting Diode</i> (Ultraviolett-Leuchtdiode)
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Computergestütztes Design)
STL	<i>Standard Triangle/Tessellation Language</i> (Standard Triangle/Tessellation Sprache)
2D	zweidimensional
LED	<i>Light-Emitting Diode</i> (Leuchtdiode)
Perfactory RP	<i>Perfactory Rapid Prototyping-Modul</i>
2PP	Zwei-Photonen-Polymerisation
TPA	Zwei-Photonen-Absorption
CLIP	<i>Continous Liquid Interface Production</i>
vo	von oben/in der Draufsicht

vs	von der Seite/in der Seitansicht
PSA	<i>Pressure Swing Absorption</i> (Druckwechsel-Absorption)
SiC	Siliciumcarbid
REM	Rasterelektronenmikroskop

1 Einleitung und Problemstellung

Die Biofabrikation befasst sich mit der Herstellung von künstlichem Gewebe. Hierbei sollen Gewebe oder Organe unter Verwendung geeigneter automatisierter Verfahren (Biodruck oder Bioassemblierung) und Ausgangsmaterialien gedruckt werden [1]. Bei den Materialien, die im Rahmen der Biofabrikation zum Einsatz kommen, unterscheidet man zwischen Biotinten und Biomaterialtinten [2]. Biotinten können entweder reine Zellen oder ein Verbund von Zellen, in Kombination mit biochemischen Faktoren, extrazellulären Matrixkomponenten oder Biomaterialien wie Hydrogele sein [2]. Wichtig ist hierbei, dass sich Zellen direkt im Material befinden, das den Druckprozess durchläuft. Um die Materialien in eine definierte, der Hierarchie des Gewebes entsprechende Form bringen zu können, werden automatisierte Prozesse verwendet [3]. Ein Beispiel ist der Biodruck [1, 4]. Erprobte Biodruckverfahren sind der extrusionsbasierte 3D-Druck (dreidimensionale Druck), der Tintenstrahldruck, laserstrahlassistierter Druck oder Stereolithografie [5]. Bei extrusionsbasierten Verfahren werden die gedruckten Materialien direkt über Luftdruck aus einer Kanüle auf eine Bauplattform aufgebracht [6]. Dabei bewegt sich die Kanüle computergesteuert in x-y-z-Richtung. Gemeinsam haben die Systeme, dass sie die Materialien schichtweise über einen Druckkopf auf eine Bauplattform auftragen [5, 7, 8]. Die Eigenschaften der Biotinten sind besonders wichtig, um eine stabile 3D-Form zu drucken [9, 10]. Sie sollten eine gute Auflösung ermöglichen und an das jeweilige Druckverfahren angepasst sein [11]. Um diesem Ziel gerecht zu werden, wurden zum einen neue Materialklassen untersucht [6, 12], zum anderen auch Systeme mit einer In-Line-Vernetzung von Hydrogelen auf Basis koaxialer Systeme entwickelt [13].

Costantini *et al.* stellte künstliches Muskelgewebe her und nutzte dabei ein extrusionsbasiertes Verfahren [14]. Dabei wurden zwei alginatbasierte Biotinten durch eine Y-Aufzweigung in einem mikrofluidischen Chip aus PC (Polycarbonat) zusammengeführt, die daraufhin durch ein koaxiales Nadelsystem gedruckt wurden. Um Formstabilität der Geometrie zu erlangen umspülte die äußere Nadel die parallel nebeneinander laufenden Biotinten der inneren Nadel mit einer

CaCl₂-Lösung (Calciumchlorid- Lösung). Bei dem Kontakt der Flüssigkeiten bei der Nadeln vernetzte die alginatbasierte Tinte physikalisch und konnte so formtreu abgelegt werden. Der Druckkopf wurde durch Mikrofräsen, -gravieren und das Verkleben zweier kongruenter PC-Platten hergestellt. Die zwei zusammengeführten Biotinten flossen in einem Kanal parallel nebeneinander und wurden so auch gedruckt [14]. Ein ähnliches System verwendete Colosi *et al.* [15].

Beyer *et al.* gestaltete eine andere Methode, um einen mikrofluidischen Druckkopf herzustellen [16, 17]. Damit konnten zwei alginatbasierte Biotinten direkt nacheinander durch Umspülen mit CaCl₂ gedruckt werden, ohne sich dabei zu vermischen. Für die Prozessierung des Druckkopfes wurden zwei komplementäre Negativformen genutzt. Die Kanäle für die Biotinten waren gleichermaßen in Form einer Y-Aufzweigung gestaltet, zudem wurden Zuläufe für CaCl₂ und für Wasser kreiert, die gemeinsam in den Kanal mit den Biotinten mündeten. In die zwei Negativformen wurde PDMS (Polydimethylsiloxan) gegossen. Die zwei generierten PDMS-Folien mit kongruentem Kanalverlauf wurden daraufhin miteinander verklebt, sodass durchgehende Kanäle in Form eines Druckkopfes entstanden [17].

Beide oben genannten Herstellungsverfahren für einen Druckkopf sind sehr zeitaufwendig und bieten somit eine limitierte Flexibilität im Falle einer gewünschten Anpassung der Kanalgeometrie auf die Biotinteneigenschaften. Zudem betrachten beide Ansätze nicht die Durchmischung der Materialien. Deswegen ist es sinnvoll weitere zeitsparende und kostengünstige Verfahren zu Verfügung zu stellen. Einen Lösungsansatz gestaltet ein Druckkopf mit statischen Mischeinheiten für reaktive Tintenkomponenten, damit diese innerhalb des Druckkopfes konfundieren. Die Zellen in den Tintenkomponenten werden innerhalb niedrigviskosen Flüssigkeiten durch das statische Mischen und die chemische Reaktion trotzdem zu einem hochviskosen Material, das formstabil gedruckt werden kann [6]. Ein aktives Mischsystem wurde bereits von Ober *et al.* entwickelt [18]. Es mischte Materialien in einem Druckkopf, die daraufhin verdruckt wurden. Das System war jedoch komplex aufgebaut [18].

Ein geeignetes Verfahren, um den Druckkopf für den Biodruck mit statischen Mischern und flexiblem Design herzustellen, wäre ein 3D-Druckverfahren, das sich DLP-SLA (*Digital Light Processing-Stereolithografie*) nennt. Ein DLP-SLA Drucker basiert auf dem Prinzip der Stereolithografie [19]. Bei diesem Verfahren wird lichthärtendes Harz durch ein DMD (*Digital Micromirror Device*) [20] partiell ausgeleuchtet und Schicht für Schicht selektiv gehärtet, um so 3D-Objekte aufzubauen [21].

Die vorliegende Doktorarbeit beschäftigt sich mit dem Thema DLP-SLA Druck, um eine Optimierung der Fabrikation von Komponenten für Druckköpfe zu testen, die zwei Biotinten statisch mischen können. Die zugrunde liegende Hypothese lautet: wenn die Auflösungsgrenzen und das Herstellungsverfahren geprüft werden, dann besteht die Möglichkeit Kanäle und Mischgeometrien vorhersehbar zu drucken, um mit diesen einen optimierten Druckkopf zu gestalten. Mit dem DLP-SLA Drucker *Vida HD Crown and Bridge* (EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland), einem durchsichtigen biokompatiblen Polymer *E-Shell 600* (EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland) und einem geeigneten Design wurde die Hypothese im Rahmen dieser Dissertation validiert.

Die Untereinheiten, aus denen der Druckkopf später gestaltet werden soll, wurden gedruckt. Sie stellten sich zusammen aus dem Träger für den gesamten Druckkopf, aus Zuläufen für die zwei Biotinten, dem Kanal für das Mischen der Tinten und den Mischgeometrien. Begonnen wurde mit der Untersuchung der Mischgeometrien. Es wurden die Grundflächen eines Quadrats, eines seitengleichen Dreiecks und eines Kreises, die als Mischstruktur im Kanal dienen sollen, verglichen. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Realisierbarkeit kleiner Strukturen, die Wiedergabe der vorgegebenen Form und den Vergleich der vorgegebenen Parameter zur wahren Dimensionierung gelegt. Dazu wurden die Geometrien auf Trägerplatten gedruckt, die Raumausrichtung des Schichtdrucks variiert und die maximale Realisierbarkeit kleiner Geometrien getestet. Als nächster Schritt wurden Kanäle mit rundem, quadratischem und dreieckigem Querschnitt senkrecht im Trägerblock, der die Form eines Quaders darstellte, gedruckt. Dabei variierten die Kanallänge und -breite, sowie die Bemaßung der Blockstruktur.

Im Anschluss wurden Winkel der geraden Kanäle in Bezug zur Bauplatte innerhalb eines Trägerblocks getestet und Rundungen innerhalb des Kanalverlaufs untersucht. Die Winkel wie auch die Rundungen im Kanalverlauf mussten für die Gestaltung der zwei Zuflüsse für einen Druckkopf optimiert werden.

2 Kenntnisstand

In diesem Kapitel werden Eigenschaften mikrofluidischer Systeme und Herstellungsverfahren für die Produktion von mikrofluidischen Systemen vorgestellt. Neben den klassischen Herstellungsverfahren wie der Mikrobearbeitung und der *Soft Lithography* werden auch Verfahren beschrieben, die eine höhere Flexibilität in Bezug auf das Design der Chips in Labormaßstäben ermöglichen. Deshalb werden auch verschiedene 3D-Druckverfahren besprochen. Die Vor- und Nachteile der Verfahren werden anhand von Literaturinformationen dargestellt und unterschiedliche Mischkomponenten diskutiert.

2.1 Mikrofluidische Systeme und ihre physikalischen Eigenschaften

Zunächst werden mikrofluidische Systeme in drei Kategorien eingeteilt: Papier-Mikrofluidik (PM), Digitale-Mikrofluidik (DMF) und Kontinuierlicher-Fluss-Mikrofluidik (CFM) [22]. Letztere ist für diese Arbeit relevant, da Flüssigkeiten durch Kanäle gepumpt werden, und der Fluss durch eingebaute Elemente manipuliert werden kann [23]. In Abbildung 1 ist ein mikrofluidisches System der CFM entsprechend mit Mikrochemostaten zu sehen [24]. Papierbasierte, mikrofluidische Kanäle können durch den Druck von Wachs auf Papier oder mittels Fotolithografie auf Polyester-Zellulose Papier gedruckt werden. Der Fluss findet durch kapillare Kräfte innerhalb des hydrophilen Papiers entlang der durch hydrophobes Material geformten Kanäle statt [25]. In der DMF werden hingegen Mikro- bis Pikoliter große Tropfen durch elektronische Kräfte bewegt. Hierbei wird die Bewegung der Flüssigkeit zwischen zwei Platten durch angeschlossene Elektroden bewirkt [26].

In der CFM ändert sich die Physik der Kanäle und der durch sie hindurchlaufenden Flüssigkeiten durch die Miniaturisierung der Kanäle in den Mikrometerbereich. Die dadurch generierten Eigenschaften werden in der Wissenschaft und Technik vielseitig genutzt. Die Versuche können nicht nur schneller, parallel und mit einem kleineren Flüssigkeitsvolumen durchgeführt werden, sondern bieten

auch Möglichkeiten, die in der Makroskala nicht existieren. Mikrofluidische Systeme können in sogenannte Chips gebaut werden. Diese bestehen meist nicht nur aus Kanälen, sondern auch aus Pumpen, Mischern, Ventilen, Anschlüssen und weiteren möglichen Elementen [27]. In der Mikroskala dominieren bestimmte physikalische Phänomene, wie der laminare Fluss von Flüssigkeiten, die Diffusion von Partikeln, der fluidische Widerstand, das Oberflächen- zu Volumenverhältnis und die Oberflächenspannung [28]. Der laminare Fluss zeichnet sich durch eine Reynold'sche Zahl $Re < 2300$ im Gegensatz zum turbulenten Fluss aus [29]. Wenn eine newtonsche Flüssigkeit wie beispielsweise Wasser laminar fließt, bedeutet das, dass keine Turbulenzen auftreten [30]. Daraus ergibt sich wiederum, dass zwei oder mehr Flüssigkeiten nebeneinander fließen und diese sich nur durch Austausch ihrer Komponenten mittels Diffusion mischen [31]. Diffusion ist ein Vorgang, bei dem sich ein Konzentrationsgradient ausgleicht. Wenn zuvor eine höhere Anzahl an bestimmten Partikeln in der einen Flüssigkeit vorhanden war als in der anderen, dann fließen die Partikel so lange in die andere Flüssigkeit, bis sich in beiden Flüssigkeiten die gleiche Konzentration an Partikeln befindet [32]. Das kann zum einen von Nutzen sein um z. B. Partikel nach Größe zu sortieren [33] oder um beispielsweise eine chemischen Reaktion durch Mischelemente zu beschleunigen [34].

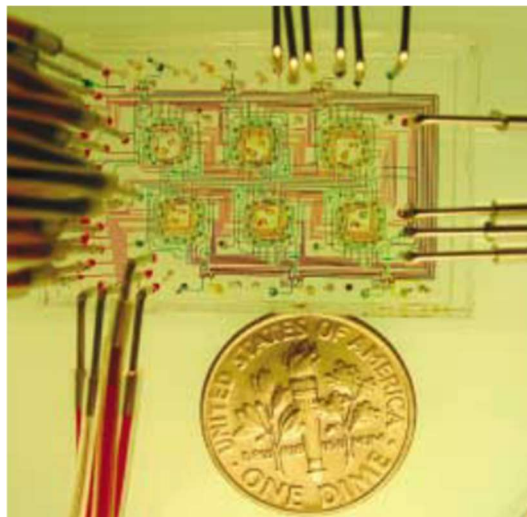


Abbildung 1: Mikrofluidische Chemostate: die Flüssigkeit in den Kanälen ist eingefärbt (hier rot und grün), es gibt Zuläufe und Abläufe sowie weitere Elemente, wie z.B. Wachstumskammern. Die sechs mikrofluidischen Systeme wurden hergestellt, um das Verhalten von dem Bakterium *Escherichia coli* zu beobachten, Geldstück: 18 mm Durchmesser [24]. (geändert, mit freundlicher Genehmigung von AAAS, *Science* 2018)

2.2 Übersicht über die möglichen traditionellen Herstellungsverfahren für CFM

Traditionelle Herstellungsverfahren für die CFM sind die Mikrobearbeitung von Glas und Silikon, das Prägen von Kunststoffen, *Soft Lithography* mittels PDMS, *In situ* Konstruktion, Spritzgießen und Laserablation von Thermoplasten [28, 35]. Diese Herstellungsverfahren werden im Folgenden kurz erläutert und mit den wichtigsten Vor- und Nachteilen in Bezug auf die Herstellung mikrofluidischer Druckköpfe dargestellt. Eine Zusammenfassung aller Vor- und Nachteile wird im Abschnitt 2.4 in Tabelle 1 aufgelistet.

Mikrobearbeitung von Silikon oder Glas

Die Mikrobearbeitung war eine der ersten Techniken um mikrofluidische Systeme herzustellen [28]. Für die Fabrikation eines mikrofluidischen Systems ist die Mikrobearbeitung durch beispielsweise Trocken- oder Feuchtätzen von Silikon [36] oder Glas [37] möglich, um Kanäle zu generieren. Dazu wird eine Maske benötigt, die die Kanäle abbildet. Das bearbeitete Silikon wird im Anschluss auf einen Träger aufgebracht, damit durchgängige Kanäle entstehen [38]. Neben diesem Verfahren ist es auch möglich Silikon oder Glas durch Mikrobearbeitung wie Fotolithografie oder Elektronenstrahlolithografie herzustellen. Das bearbeitete Material kann dabei selbst zum mikrofluidischen Chip werden. Als Druckvorlage für andere Techniken wie Spritzgießen oder *Soft Lithography* kann das bearbeitete Material ebenso verwendet werden [35]. Insgesamt ist das Verfahren zeitaufwendig, teuer und spezielle Fähigkeiten sind für die Prozessierung in Reinraumumgebung notwendig. Allerdings besitzt Glas gute Materialeigenschaften, wie seine chemische Stabilität oder seine hohe Temperaturverträglichkeit [28].

Prägen von Kunststoffen

Bei der Heißprägetechnik dient eine Druckvorlage aus Silikon oder Metall als Form und prägt beispielsweise PMMA (Polymethylmetacrylat) im erhitzten Zustand mit Druck. Das geprägte und erkaltete PMMA muss wie oben beschrieben ebenfalls auf einen Träger aufgebracht werden und wird dadurch zum mikrofluidischen System [39-41]. Alternativ kann das Prägen mit einem Stempel auch nur

mit hohem Druck auf das Material ausgeführt werden [42]. Mit dem Verfahren können leicht einlagige, planare Chips mit offenen Kanälen hergestellt werden. Limitiert ist das Verfahren durch den Stempel und dessen Herstellung [35].

In situ Konstruktion

Die *In situ* Konstruktion wird auch mikrofluidische Tektonik genannt. Dabei wird mit lichthärtenden Polymeren und Masken gearbeitet. In mehreren Arbeitsschritten wird der CFM-Chip aufgebaut, wobei Kanäle und weitere Elemente nacheinander gehärtet werden können. Zwischen den Schritten wird ungehärtetes Material, das durch die Maske nicht den ultravioletten Strahlen (UV-Strahlen) ausgesetzt war, herausgeschwemmt. Im nächsten Schritt kann mithilfe eines weiteren Polymers und der korrespondierenden Maske ein zusätzliches Element polymerisiert werden [43]. Vorteile sind die Schnelligkeit des Prozesses und, dass keine Reinraumbedingungen vorherrschen müssen. Nachteilig ist, dass die Kombination aus mehreren Masken benötigt wird, um das mikrofluidische System herzustellen.

Spritzgießen

Spritzgießen ist das Injizieren eines geschmolzenen, thermoplastischen Materials, zum Beispiel PMMA oder PC, in eine erhitzte Druckvorlage unter hohem Druck. Im Anschluss erkaltet das gespritzte Material in der Vorlage und das Verfahren ähnelt somit der Heißprägung. Spritzgießen wird oft industriell genutzt [44]. Auch hier ist eine zuvor prozessierte Druckvorlage nötig, dessen Herstellung meist aufwendig ist.

Laserablation

Das Verfahren mittels Laserablation ist subtraktiv und trägt Material aus einem bestehenden thermoplastischen Körper (PMMA, PC) durch einen hochenergetisch pulsierenden Laser ab. Als Vorlage dient eine Metallmaske. Im Anschluss kann die entstandene, negative Form auf einen Träger aufgeklebt werden. So wird das mikrofluidische System entwickelt [45, 46]. Vorteilhaft ist, dass der Laser

auch programmiert werden kann und dass sich damit die Maskenherstellung erübrigt. Das Verfahren ist sowohl von der Auflösung des Lasers abhängig als auch von dem verwendeten Material.

Soft Lithography und PDMS

Das Verfahren mit *Soft Lithography* und dem Elastomer PDMS wird als aktueller Goldstandard in der CFM für Biologie gesehen und ist von Whitesides *et al.* stark geprägt [47]. Zur Herstellung eines mikrofluidischen Chips wird das flüssige PDMS angerührt und in eine lithografische Form gegossen, die die Kanäle positiv darstellt. Nach dem Aushärten des Materials kann es aus der Form entnommen werden und durch Oxidation auf einen Träger des gleichen Materials geklebt werden. Damit erhalten die offenen Kanäle eine dreidimensionale Struktur, wie das in Abbildung 2 gezeigt ist [48, 49]. Diese Replik-Formteile werden meist mit PDMS hergestellt, können aber auch mit thermoplastischen Elastomeren (TPE) prozessiert werden. Dabei variiert das Verfahren, da durch eine lichtresistente Maske das Material direkt mit UV-Licht vorgehärtet wird und die Maske die Kanäle und anderen Strukturen vorgibt. Im Anschluss wird das Teil mit den offenen Kanälen mit einem Träger desselben Materials durch die finale Lichthärtung verbunden. Limitierender Faktor ist bei beiden Herstellungsmöglichkeiten die Form oder lichtresistente Maske, in die das PDMS gegossen oder durch die das TPE gehärtet wird. Die Maske beziehungsweise Form wird zuvor durch Mikrobearbeitung, Stereolithografie, Fotolithografie oder andere Verfahren hergestellt [28, 35, 48, 50].

Alles umfassend sind die in diesem Abschnitt genannten traditionellen Verfahren nur durch Druckvorlage-/Stempel-/Maskenherstellung umsetzbar, was den Zeit- und Materialaufwand im Labor erheblich verlängert. Anders ist dies bei den verschiedenen Verfahren des 3D-Drucks.

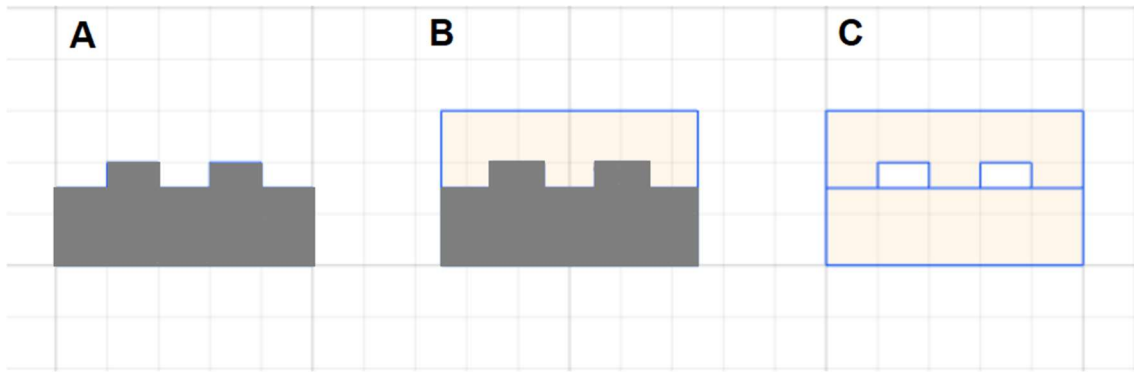


Abbildung 2: Schemazeichnung für die Herstellung durchgängiger Kanäle in oxidiertem PDMS: **A:** Fotolithografische Druckvorlage, die durch *Rapid Prototyping* (RP) hergestellt wurde. Diese stellt ein positives Relief für Kanäle dar. **B:** Befüllen des *Silicon-Wafers* mit einem Präpolymer des PDMS und kochen dessen. **C:** Entfernen des PDMS-Replikats aus der Form und Oxidieren des PDMS-Replikats mit den Kanälen an eine flache PDMS Folie. [48, 49]

2.3 3D-Druck mikrofluidischer Systeme

Neben den oben genannten traditionellen Verfahren zur Herstellung von mikrofluidischen Systemen, existiert 3D-Druck. Während die traditionellen Verfahren Mehrschrittverfahren sind, bietet der 3D-Druck die Möglichkeit Ein- oder Zweischrittverfahren für die Herstellung mikrofluidischer Systeme anzuwenden. Der 3D-Druck ist ein additives Verfahren im Gegensatz zu subtraktiven Verfahren wie beispielsweise Laserablation oder Mikrobearbeitung. Ein großer Vorteil ist, dass Zeit und Aufwand für die Herstellung der Maske gespart werden und die direkte Herstellung dreidimensionaler Objekte im Schichtaufbau mit einem 3D-Drucker realisiert wird [19]. Dabei ist bei dem Ein-Schrittverfahren das mikrofluidische System mit durchgängigen Kanälen direkt nach dem Druckprozess fertiggestellt. Bei dem Zwei-Schrittverfahren wird ein weiterer Prozessschritt nötig, um durchgängige Kanäle herzustellen [51-54].

Der 3D-Druck wird schon seit Jahrzehnten im Rahmen des *Rapid Prototyping* von Ingenieuren genutzt, um Prototypen der geplanten Produkte herzustellen bevor diese in Produktion gehen [52]. Für den 3D-Druck wird zunächst ein 3D-Entwurf benötigt. Dieser wird *Computer Aided Design* (CAD) genannt. CAD bedeutet im Rahmen der *Rapid Prototyping*-Technologien (RP-Technologien), dass eine 3D-Form mit Hilfe einer Software konstruiert wird. Diese mathematisch errechnete 3D-Form wird in Schichten aus Voxeln (quadratischen Volumenelementen)

umgerechnet, damit diese im Schichtaufbau bei der schnellen Herstellung der Struktur wieder zusammengesetzt werden können. Die Voxelgröße variiert je nach Drucker und Material in Breite, Länge und Höhe. Manchmal sind Stützstrukturen nötig, wenn überhängende Strukturen an der Geometrie oder Lücken in die Geometrie gedruckt werden sollen [54-56].

RP-Technologien können in die Schichtung von Flüssigkeiten, Pulvern oder Feststoffen eingeteilt werden. Darauf basieren die verschiedenen Verfahrensmöglichkeiten, die diese Materialien entweder mit Lösungsmittel, Hitze oder Kleber verbinden [55, 57]. Konstrukte aus Feststoffen können zum Beispiel durch das *Laminated Object Manufacturing* oder das *Fused Deposition Modeling* hergestellt werden. Pulver werden zum Beispiel für das Selektive Laser Sintern und den 3D-Pulverdruck hergenommen. Flüssigkeiten können beispielsweise für den Tintenstrahl 3D-Druck, für die Stereolithografie und für die Zwei-Photonen-Polymerisation genutzt werden [58].

LOM (Laminated Objekt Manufacturing)

LOM ist eine Methode mit der aus Metall, Papier oder Plastik viele dünne Schablonen mit einem Laser aus einer dünnen Materialschicht herausgeschnitten werden, um sie danach sukzessiv übereinander zu kleben bis sie die gewünschte 3D-Form erlangen (siehe Abbildung 3) [59-61]. Ein Nachteil für mikrofluidische Systeme ist die mögliche Verunreinigung der Kanäle mit Papier und Kleberesten. Auch könnte es problematisch sein ein Material zu finden, das durchsichtig ist sowie eine Möglichkeit zu finden, durch die das System für Biotinten sterilisiert werden kann. Andererseits nutzte Martinez, Whitesides *et al.* dieses Verfahren erfolgreich um PM herzustellen, unter anderem mit Kanälen, die 800 μm weit und 5 cm lang waren [25].

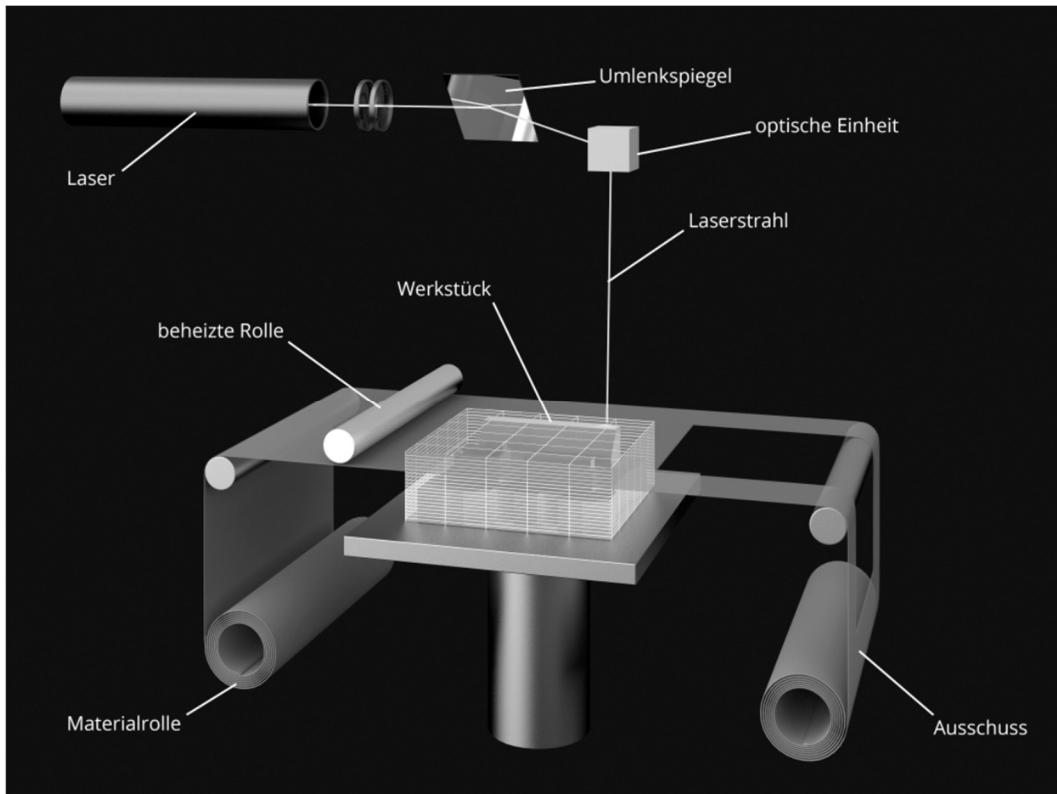


Abbildung 3: *Laminated Object Manufacturing*, durch einen Laser wird eine Schicht Material in eine vorgegebene Form geschnitten. Danach werden die Schichten sukzessiv aufeinander ge- klebt [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

Fused Deposition Modeling (FDM)

Während dem Druck mit dem FDM-Verfahren fährt ein Düsenkopf die x-y-z-Achsen ab und es wird jede Schicht aus runden Schnüren auf eine Bauplattform gelegt. Das Baumaterial kann variieren, es werden Schnüre aus thermoplastischem Polymer, Keramik, glasverstärktem Polymer oder Metall über einen erheizenden Düsenkopf aufgetragen. Es ist auch möglich mehrere Düsenköpfe zu verwenden und gleichzeitig unterschiedliche Baumaterialien aufzutragen. Eine Kombination aus Polymer und Wachs ist beispielsweise möglich. Das Wachs dient dabei als Stützstruktur und wird in die Geometrie aus Polymer integriert. Nach dem Druck kann das Wachs wieder entfernt werden (siehe Abbildung 4) [52, 53, 57, 61, 63, 64]. Ein Vorteil ist die Sparsamkeit des Materials, die Auflösung ist durch die runden Schnüre limitiert und beeinflusst dadurch die Oberflächenqualität. Außerdem könnte es problematisch sein, die Stützstrukturen nach dem Druck aus durchgängigen Kanälen zu entfernen.

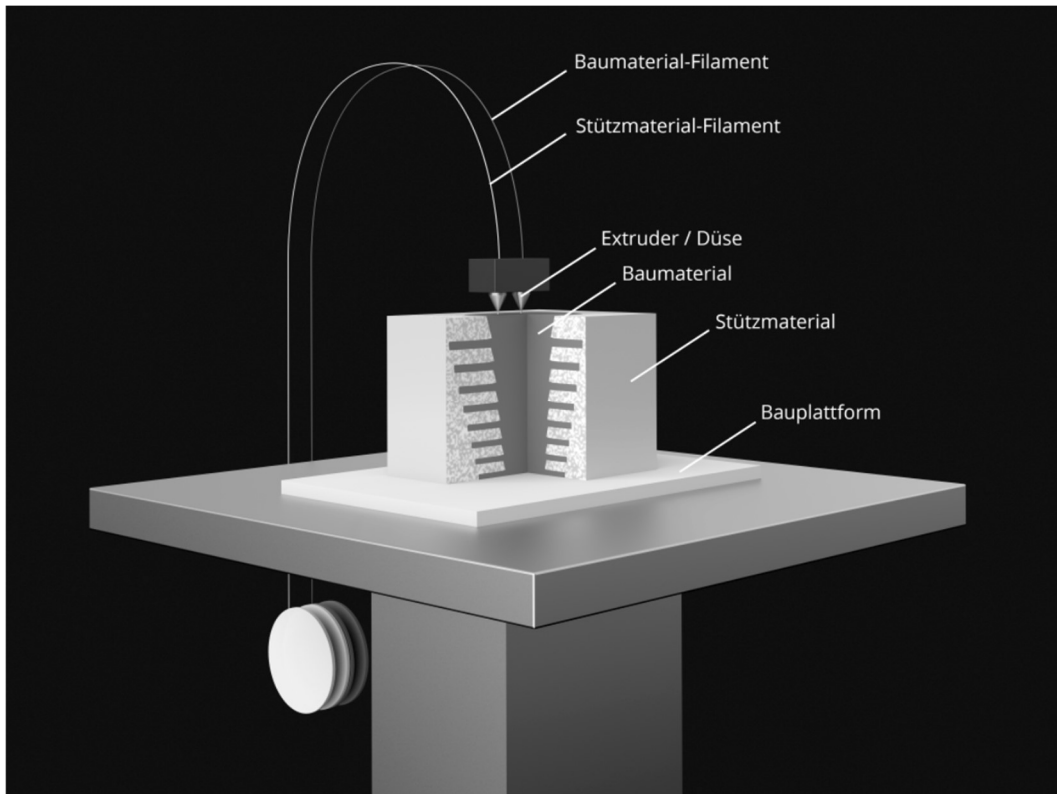


Abbildung 4: *Fused Deposition Modelling*, ein thermoplastisches Material wird erhitzt, durch eine Düse gepresst und für jede Schicht aufgetragen. Parallel dazu kann eine Düse mit thermoplastischem Stützmaterial ebenfalls eine Schicht vervollständigen [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

3D-Pulverdruck

Bei dem 3D-Pulverdruck gibt es einen Düsenkopf, der sich in x-y-Richtung bewegen kann. Den CAD-Daten entsprechend bringt ein Düsenkopf punktuell einen Binder auf eine Bauplattform auf [54, 65, 66]. Die Bauplattform liegt in einem Materialbecken und ist mit einer dünnen Pulverschicht überzogen. Dieser Vorgang vollzieht sich Schicht für Schicht, wobei vor jeder Schicht die Bauplattform um die Dicke der Schicht in das Materialbecken herabgesenkt wird und mit frischem Pulver aus einem Reservoir überzogen wird. Nach dem Bauprozess muss das überschüssige Pulver entfernt werden, das zuvor als Stützstruktur im Materialbecken und innerhalb der Geometrie gedient hat (siehe Abbildung 5). Für durchgängige Kanäle innerhalb eines Chips wäre der große Nachteil, dass aus diesen das Pulver nach dem Druck entfernt werden muss.

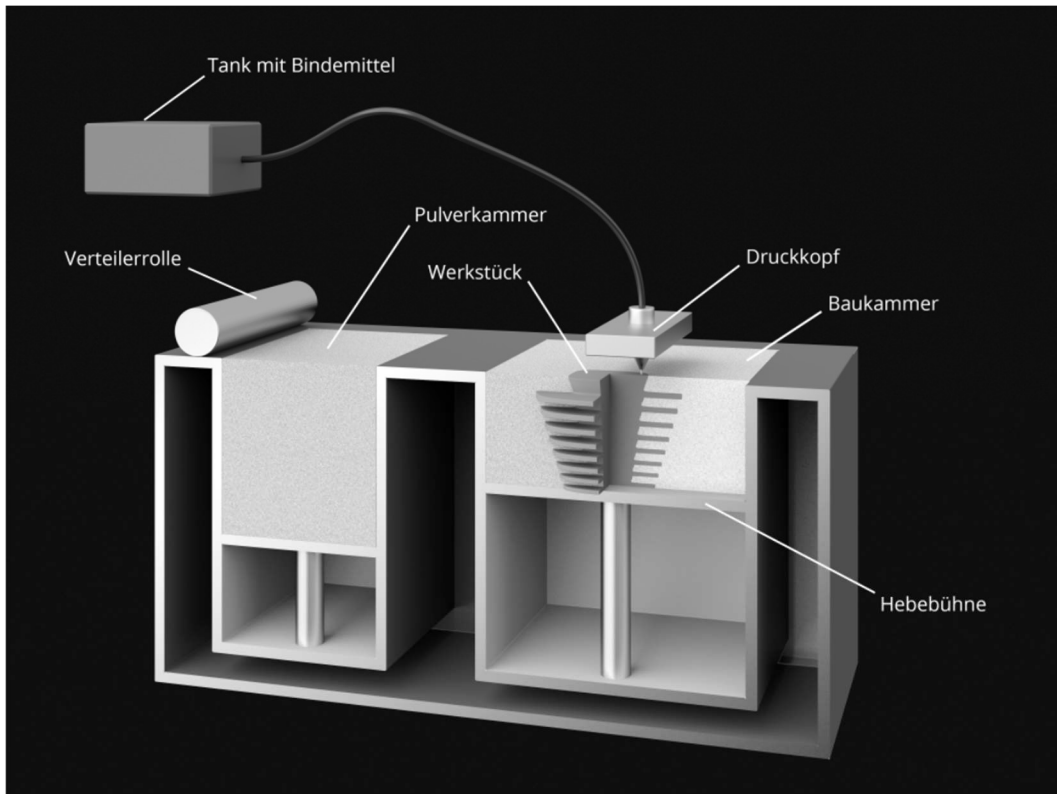


Abbildung 5: 3D-Pulverdruck, eine Düse bringt punktuell Bindemittel auf eine Pulverschicht auf, die Bauplattform wird herabgesenkt, neues Material wird auf dem Objekt verteilt und eine neue Schicht des Objekts wird durch Bindemittel und Pulver kreiert [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

Selectiv Laser Sintering (SLS)

Das SLS-Verfahren ist eine Modifikation des 3D-Pulverdrucks, wobei kein Kleber sondern ein Laser verwendet wird, der das Material wie Metall-, Keramik- oder Polymerpulver durch Hitze direkt verbindet (siehe Abbildung 6) [54, 61, 67, 68]. Genauso wie bei dem 3D-Pulverdruck wäre hier das Material in den Kanälen womöglich problematisch zu entfernen, vorteilhaft ist die potenzielle Reinheit und damit die physikalischen Eigenschaften der Materialien, wie beispielweise Härte und Sterilisierbarkeit von Keramik.

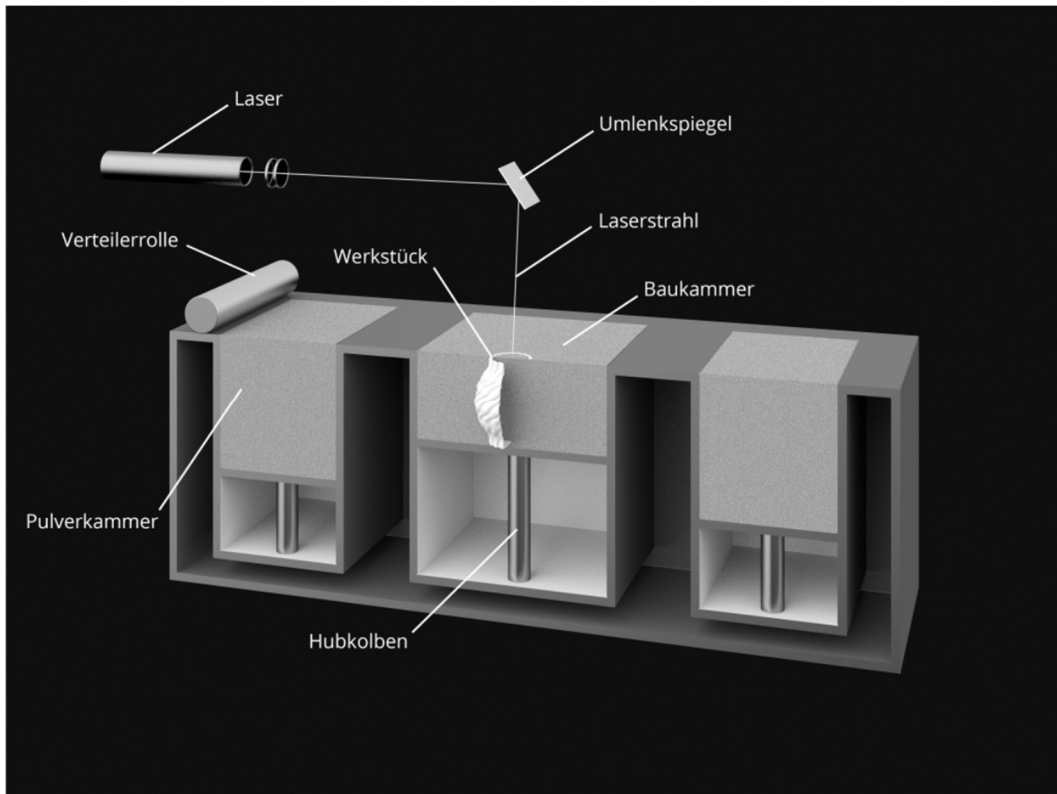


Abbildung 6: *Selektiv Laser Sintering*, ein Laser verbindet schichtweise Pulver, wie beispielsweise Metalle oder Keramik [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

Multi-Jet Modeling/Poly-Jet Modeling

Bei dem Tintenstrahl 3D-Druck (*Multi-Jet Modeling/Poly-Jet Modeling*) ist das Material, aus dem die Geometrie gebaut wird, lichthärtendes Polymer. Die Stützstrukturen, oder in diesem Fall auch die formgebenden Strukturen, sind aus schnell härtendem Wachs. Der Drucker besteht aus heizenden Düsenköpfen für Wachs und Düsenköpfen für das lichthärtende Polymer, die sich in x-y-z-Richtung bewegen können. Es werden tröpfchenweise die Materialien auf eine Bauplattform abgegeben, durch das Wachs in Form gehalten und durch eine UV-Lichtquelle gehärtet. Andere Systeme drucken zunächst immer das formgebende Wachs auf, injizieren daraufhin das Polymer und anschließend wird gehärtet. So wird gleichermaßen Schicht für Schicht aufgebaut und am Ende des Prozesses wird das Wachs von der Geometrie durch Ausbrühen oder durch chemische Prozesse entfernt (siehe Abbildung 7) [52, 54, 57]. Die Maschinen sind teuer, weisen jedoch oft eine gute Auflösung auf und können beispielsweise mit ihren Tropfen

eine Auflösung von 40 μm in x-y-Richtung und 16 μm in z-Richtung kreieren [69]. Weiterhin besteht die Problematik mit der Entfernung der Stützstrukturen innerhalb der durchgängigen Kanäle nach dem Druck.

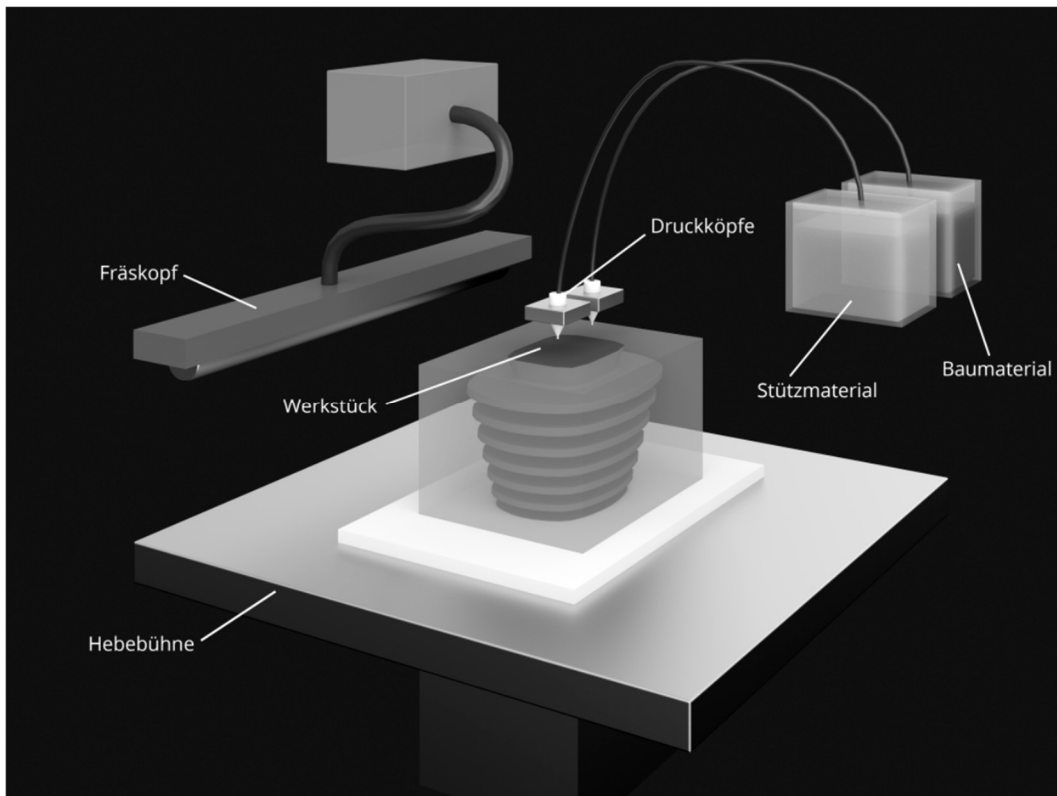


Abbildung 7: *Multi-Jet Modeling/Poly-Jet Modeling*, Düsen für Stützmaterial und Baumaterial tragen gleichzeitig oder hintereinander für jede Schicht neues Material auf [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

Stereolithografie

SLA ist das wichtigste RP-Verfahren in der Industrie [65, 70]. Es wird fotosensitives Polymer (Epoxid-basiert, Acrylat-basiert oder Acrylat-Epoxid Hybrid) als Harz verwendet [54], da es beim Abbinden einen Oberflächenfilm erzeugt, an welchen wiederum die nächste Schicht polymerisiert wird. Somit werden die Schichten untereinander verbunden ohne zusätzlichen Kleber aufzutragen [19, 61]. Vorteilhaft ist, dass Systeme mit einer hohen Auflösung für dieses Verfahren zu Verfügung stehen und Stützstrukturen zuweilen nicht nötig sind. Trotzdem muss ungehärtetes Harz nach der Produktion aus den Kanälen entfernt werden.

Beschränkte und freie Oberflächentechnik für die Stereolithografie

Es gibt zwei Konfigurationen für die Baurichtung der Objekte, zum einen die beschränkte Oberflächentechnik (Lagen-Konfiguration/Fledermaus-Konfiguration) zum anderen die freie Oberflächentechnik (Bad-Konfiguration) [71].

Für die Bad-Konfiguration besteht das Gerät aus einem Bad (Becken) mit flüssigem Harz und einer Konstruktionsplattform, die nach jedem Schichtaufbau um die jeweilige Schichtdicke entlang der negativen Richtung der z-Achse in das Becken herabgesenkt wird, damit eine neue Schicht ungehärtetes Harz auf der Oberfläche verteilt werden kann. Die einzelnen Schichten werden entlang der x-y-Achse kreiert (siehe Abbildung 8) [21, 65]. Nachteile sind einerseits der hohe Materialverschleiß, da das Becken für den 3D-Druck komplett mit Material befüllt ist, andererseits die Tatsache, dass das Material an der Oberfläche Oxidationsprozessen ausgesetzt ist.

Die Lagen-Konfiguration wird auch als Fledermaus-Konfiguration bezeichnet, da die Geometrie Schicht für Schicht aus dem Becken herausgezogen wird. Belichtet wird in diesem Fall von unten durch ein Fenster auf das Materialbecken. Die Konstruktionsplattform fährt während des Produktionsprozesses entlang der positiven Richtung der z-Achse nach oben. Die neue Harzschicht bildet sich jeweils durch Kapillarkräfte, wodurch frisches Material unter der Geometrie nach jeder Lage nachfließt. Daraufhin wird die nächste Schicht beleuchtet, indem der Laser die x-y-Achse abfährt [65, 72]. Die Lagenkonfiguration ist dadurch materialsparender und die Oxidation des Harzes am Boden der Materialwanne während des Härtungsprozesses ist nicht gegeben. Jedoch ergeben sich durch das Ablösen jeder Schicht von der Silikonoberfläche der Materialwanne andere mögliche Problematiken, wie das Ablösen des Objekts von der Bauplattform, obwohl der Druckprozess noch nicht abgeschlossen ist [73].

Scanner und DMD für die Stereolithografie

Für das Belichten der einzelnen Schichten gibt es im SLA-Verfahren zwei Möglichkeiten, entweder mit einem Scanner oder mit einem DMD. Der optische Scanner besteht aus einem Laser, dabei ist die Auflösung vom Fokus des Lasers abhängig. Der Laser muss für jede Schicht den gesamten Schichtbereich in x- und y-Richtung abfahren (siehe Abbildung 8) [21, 65].

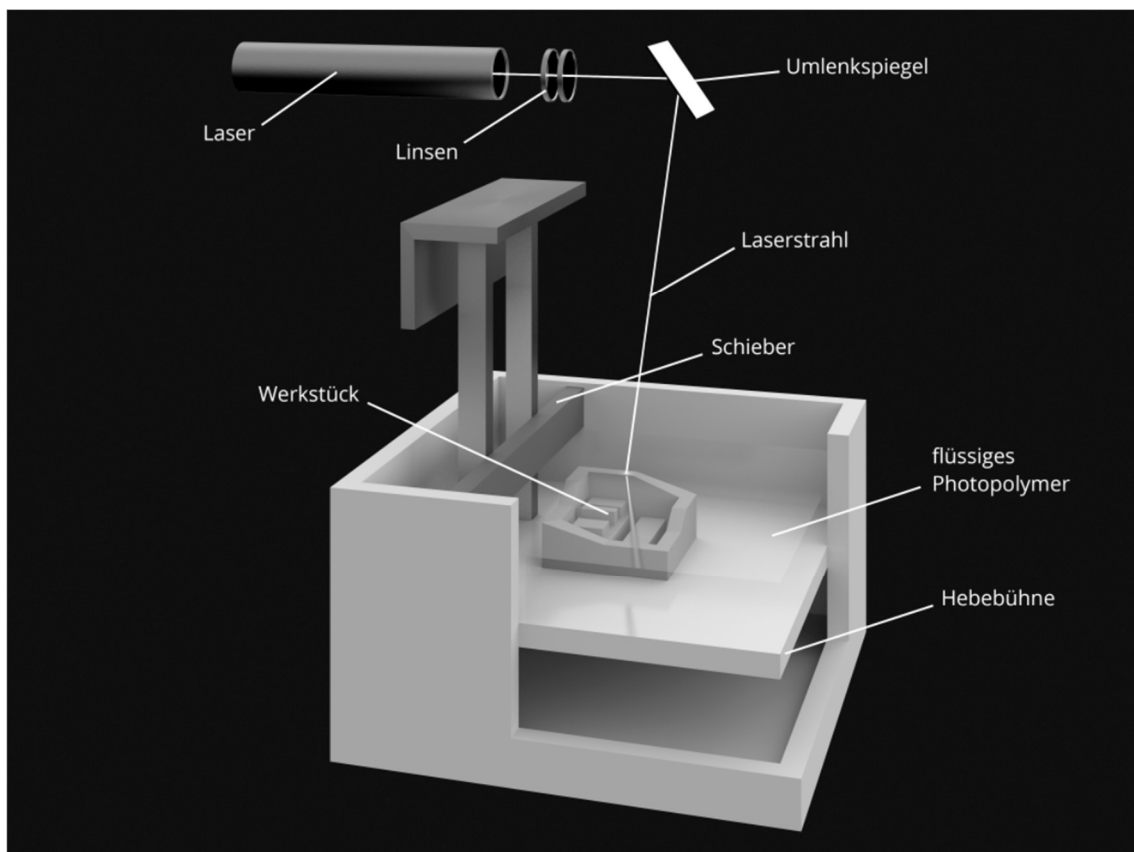


Abbildung 8: Stereolithografie, durch den Fokus eines Lasers wird ein fotoaktives Harz belichtet und das Objekt schichtweise in die Wanne mit ungehärtetem Harz herabgesenkt, was der Bad-Konfiguration entspricht [62]. (Mit freundlicher Genehmigung der *Phaenom GmbH*, www.phaenom.com 2018)

Alternativ ermöglicht das DMD die komplette Schicht auf einmal zu beleuchten [74], es stellt eine dynamische Projektionsmaske dar [75]. Dieses Verfahren nennt man auch DLP-SLA und ist damit eine Subkategorie des SLA-Drucks [70]. Das DMD ist aus vielen kleinen Spiegeln aufgebaut, die alle einzeln elektronisch durch Kippbewegungen ein und ausgeschaltet werden können. Dadurch kann die Designmodifikation für das Belichtungsbild schnell geändert werden. Das

DMD wird von einer gefilterten UV-Lichtquelle durch eine Linse beleuchtet und auf das lichthärtende Substrat mithilfe einer weiteren, justierenden Linse projiziert. Limitiert ist die Auflösung des Geräts durch die Anzahl an Spiegeln, die die einzelnen Pixel darstellen und die Größe der belichteten Fläche (siehe Abbildung 9 B) [20]. Durch das DMD werden die Schichten mit rechteckigen Pixeln dargestellt und die Geometrie somit aus Voxeln aufgebaut. Dadurch ist eine gewisse Rauigkeit auf der Geometrie zu finden [52, 54, 57].

Zur Verdeutlichung des Druckvorgangs ist eine vereinfachte Schemazeichnung eines DLP-SLA Druckers in der Fledermaus-Konfiguration in Abbildung 9 A beigefügt. Es ist eine Bauplattform dargestellt, die sich in z-Richtung bewegen kann. Das zu bauende Objekt ragt von oben in die lichtdurchlässige Materialwanne mit dem lichthärtenden Harz und wird von unten durch ein *Ultra Violet Light-Emitting Diode* (UV-LED) beleuchtet. Der Weg des UV-Lichts beginnt an der LED, dann läuft es zum DMD, das den CAD-Daten entsprechend ein 2D-Bild (zweidimensionales Bild) für die x-y-Auflösung projiziert. Daraufhin läuft es durch eine Linse und trifft schließlich auf das Materialbecken und das Objekt und härtet eine Schicht Harz. Im weiteren Verlauf wird sich die Bauplattform mit dem Objekt und der neuen Schicht in positiver z-Richtung vom Becken lösen, damit frisches Harz von der Seite nachfließen kann. Infolgedessen senkt sich die Bauplattform wieder in negativer z-Richtung bis auf die Schichtdicke für die nächste Schicht herab und anschließend wird wiederum die nächste Schicht belichtet [76]. Das Schema stellt das Funktionsprinzip des Druckers *Vida HD Crown and Bridge* dar.

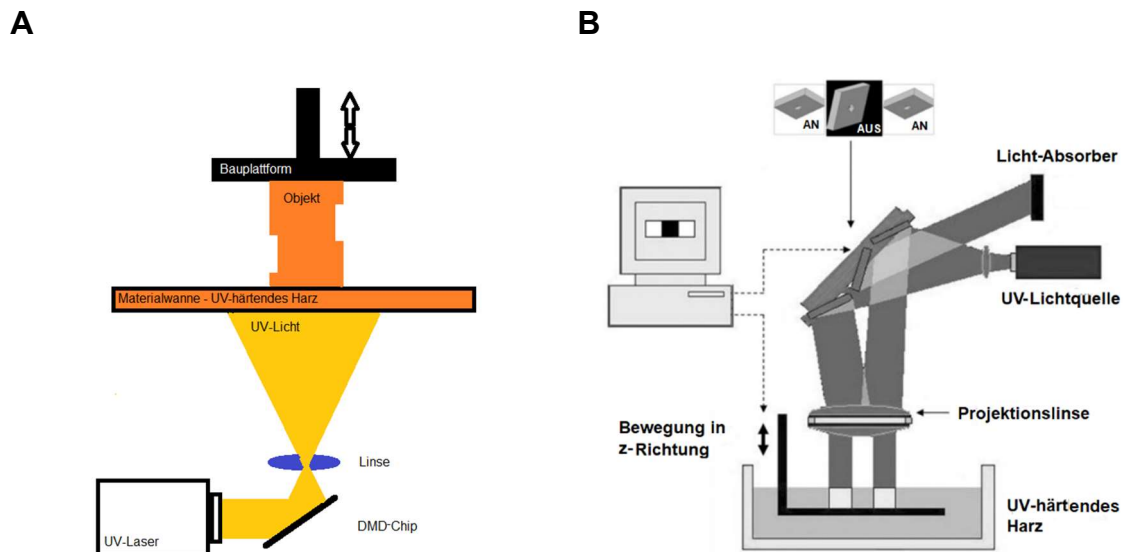


Abbildung 9: Schemazeichnungen: **A:** eines DLP-SLA Druckers: mit einem UV-Laser wird über ein DMD-Chip und eine Linse das Objekt Schicht für Schicht in der Materialwanne belichtet und gehärtet und über die Bauplattform in vertikaler Richtung bewegt, wobei es sich um die Fledermaus-Konfiguration handelt [76]. **B:** eines DMD, der durch eine Lichtquelle angeleuchtet wird und bei dem nur die ansteuerbaren, umgeklappten Spiegel das Licht durch eine Projektionslinse abbilden. In der Form, in der das Licht am Materialbecken ankommt, wird das Harz in der Bad-Konfiguration durch das UV-Licht gehärtet [75]. (aus dem Englischen übersetzt und bearbeitet, mit freundlicher Genehmigung von JWS, *J Biomed Mater Res A* 2018)

Continuous Liquid Interface Production (CLIP)

Ein weiteres, zukunftssträchtiges Verfahren der Stereolithografie nennt sich CLIP. Dieses Verfahren wird nur in der Fledermaus-Konfiguration und mithilfe eines DMD angewendet. Es wird nicht Schicht für Schicht ein Objekt aufgebaut, sondern kontinuierlich. Dieses schnelle Verfahren wird dadurch bewerkstelligt, dass eine kontrollierte Sauerstoffinhibitionsschicht, die *Dead Zone* zwischen Belichtungsfenster und Geometrie geschaffen wird. Die *Dead Zone* verhindert, dass das Polymer an dieser Stelle aushärtet. So kann die Geometrie oberhalb der *Dead Zone* gezielt kontinuierlich aufgebaut werden. Ein weiterer Vorteil ist, dass, egal wie dünn die Lagen in der CAD-Geometrie geschnitten sind (beispielsweise 100 μm , 50 μm oder 1 μm), die Produktion der Geometrie immer gleich schnell ist. Ein Nachteil dieses Verfahrens sind aktuell die zu Verfügung stehenden Materialien, da mikrofluidische Systeme innerhalb der Medizin besondere Ansprüche erfüllen, wie beispielsweise Biokompatibilität [54, 56, 57, 59, 77].

Zwei-Photonen-Polymerisation (2PP)

2PP oder Zwei-Photonen-Absorption (TPA) bedeutet, dass ein Femtosekunden Laser die Härtung eines fotosensitiven, durchsichtigen Materials an einem beliebigen Punkt in einem Materialbecken durchführen kann. Bewerkstelligt wird die Härtung durch das Anregen zweier Photonen an einem computergesteuerten Punkt im Materialbecken, somit findet keine Intervention von Harz an einer anderen Stelle statt. Durch dieses Verfahren wird die Auflösung noch präziser als bei einem Ein-Photonen Laser [78], der im SLA-Verfahren verwendet wird. Bei letzterem Verfahren kann der Laser nur an der Oberfläche die Härtung des Harzes durchführen. Im Gegensatz zur Stereolithografie können durch einen Zwei-Photonen-Laser Auflösungen von Zehntel von Nanometern erzeugt werden [53, 54, 79, 80]. Nachteile sind der kleine Bauraum und die hohen Anschaffungskosten für diese Art Drucker.

Insgesamt hat sich der 3D-Druck in der CFM noch nicht durchgesetzt, da die Auflösungen, genauso wie die geringe Auswahl an biokompatiblen Materialien traditionellen Verfahren meist nachsteht. Die Entwicklung vollzieht sich aber in einer rasanten Geschwindigkeit, besonders weil CAD-Daten in Form von *.stl*-Files leicht weitergegeben werden können (*stl* entspricht *Standard Triangle/Tessellation Language*) [59] und die Verfahren weiter verbessert werden.

2.4 Vor- und Nachteile der verschiedenen Fertigungsprozesse

Anhand der Tabelle 1 soll eine Übersicht über einige Vor- und Nachteile sowohl möglicher 3D-Druckverfahren als auch traditioneller Verfahren für die Herstellung mikrofluidischer Chips gegeben werden und eine Annäherung an mögliche Auflösungen der Systeme.

Natürlich sind nicht alle Verfahren gleichermaßen für die Herstellung von CFM-Chips geeignet. Je nach Ansprüchen, Finanzierung, Zugang, Aufwand, verfügbaren Materialien und Verwendungszweck sollte für den mikrofluidischen Chip abgewogen werden, welches Verfahren jeweils am besten geeignet ist. Waldbaur

et al. [65], *Waheed et al.* [54], *Sharma et al.* [61] und *Au et al.* [59] haben über 3D-Druckverfahren einen Review verfasst, *Fiorini et al.* [35] und *Waldbaur et al.* [65] in Bezug auf traditionelle Herstellungsverfahren. Dabei bietet besonders das 3D-Druckverfahren mittels DLP-SLA große Vorteile im Hinblick auf die Säuberung von durchgängigen Kanälen, da ungehärtetes Harz mit einem Alkohol leichter aus den Kanälen gespült werden kann als Pulver oder erhärtetes Stützmaterial wie Wachs, ohne dabei den Chip zu beschädigen. Gleichermäßen positiv ist die Möglichkeit direkt Konnektoren an den Druckkopf anzudrucken, sodass dieser ohne zusätzliche Modifikation sofort in Gebrauch genommen werden kann. Des Weiteren ist die Verfügbarkeit an durchsichtigen Materialien gegeben, durch die eingefärbte Flüssigkeiten im Druckkopf beobachtet werden können. Es ist möglich den Druckkopf mit einer hohen Flexibilität des Designs schnell und kostengünstig zu drucken.

Tabelle 1: Auflistung der Herstellungsverfahren mikrofluidischer Chips für CFM und ihre Vor- und Nachteile mit Angaben möglicher Auflösungsbereiche in [blau](#) [65].

Verfahren	Vorteile	Nachteile
3D-Druck		
DLP-SLA und SLA in der Fledermaus-Konfiguration µm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - gute Auflösung, - schnellere Bauzeit von DLP-SLA im Vergleich zu SLA möglich [54], - automatisierte Anwendung, - leichte Verbreitung der <i>3D-Files</i> [81] und Flexibilität des Designs [82], - <i>plug and play</i> Konnektoren möglich [81], - umweltfreundlich und ökonomisch [59], - DLP-SLA: keine Inhibition durch Sauerstoff während der Lichthärtung und dadurch schnellerer Bauprozess [59], - schnelle Entwicklung für verbesserte Auflösung und kostengünstige Materialien und Drucker [83, 84] 	<ul style="list-style-type: none"> - Säubern von überflüssigem Material und Nachhärten der Konstrukte, - Abziehen der Konstrukte von der Bauplattform beschädigt eventuell die Geometrie, - nur ein Material während des Bauprozesses, - Stützstrukturen des gleichen Materials können nötig sein, - Rauigkeit der Geometrie durch den Motor für die z-Richtung, - Limitation durch lichthärtende Harze als Materialien [54], - wenig Materialien, die durchsichtig und biokompatibel sind, möglicher Monomer Austritt [83]

<p>FDM einige 100 µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - günstige Materialien, - weitere Materialien/Objekte können während des Drucks integriert werden [63] 	<ul style="list-style-type: none"> - nicht viele durchsichtige Materialien verfügbar, - langsame Bauzeit, - ungenaue Auflösung, schlechte Oberflächenqualität [54], - schwierige Entfernung der Stützstrukturen in durchgängigen Kanälen, - Auflösung von der Nadelgröße des Düsenkopfs abhängig [84], - geringe Dichte und Stressbrüche möglich [59]
<p>SLS 100 µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - ohne Kleber, - Qualität des gedruckten Materials ähnelt den traditionell hergestellten Produkten wie beispielsweise aus Metall oder Keramik, - für Knochenimplantate anwendbar [65], - mehrere Materialien gleichzeitig verwendbar, - relativ große Objekte druckbar [59] 	<ul style="list-style-type: none"> - Pulver in den Kanälen
<p>Poly-Jet/Multi-Jet Modeling µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Multi-Material-Druck möglich, - schnelle Bauzeit und relativ große Objekte sind möglich (20-20-20 cm) [54, 59] 	<ul style="list-style-type: none"> - aufwendiges Entfernen der Stützstrukturen in den Kanälen, - Anschaffungskosten sind hoch [54]
<p>Pulverdruck 100 µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - als Gussform für Metallarbeiten verwendbar, - unterschiedliche Materialien verfügbar, - verschiedene Farben in einem Druck, - relativ große Objekte druckbar (20-20-20 cm) [59] 	<ul style="list-style-type: none"> - Pulver in den Kanälen, - Rauigkeit und mögliche Porosität, - wenige durchsichtige Materialien, - Kleber ist für den Druck nötig [65]
<p>LOM Einige 100 µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - wenig Anschaffungs- und Materialkosten, - für verschiedene Materialien anwendbar [59] 	<ul style="list-style-type: none"> - Papierstücke und Klebereste in den Kanälen
<p>CLIP µm bis cm</p>	<ul style="list-style-type: none"> - geringe Rauigkeit, weil kein Schichtbild entsteht [54], - relativ kurze Bauzeit [56] 	<ul style="list-style-type: none"> - keine geeigneten, biokompatiblen Harze

Zwei-Photonen-Polymerisation nm bis μm	<ul style="list-style-type: none"> - sehr hohe Auflösung, - glatte Oberfläche, da der Motor nicht für jede Schicht anhalten muss [54] 	<ul style="list-style-type: none"> - langsame Bauzeit, - Reinraumkonditionen notwendig [54], - Kleiner Bauraum
Traditionelle Verfahren		
Prägen 20 μm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - günstiges Verfahren, verschiedenste Materialien anwendbar [35] 	<ul style="list-style-type: none"> - Druckvorlage notwendig [35], - Rauigkeit, - Bruchgefahr
Mikrobearbeitung von Silikon und Glas Sub μm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - Glas: Chemisch stabile Oberfläche, geeignet für strenge Lösungsmittel, temperaturstabil [28], - Glas ist durchsichtig [35] 	<ul style="list-style-type: none"> - nur plane Strukturen herstellbar, aufwendig in der Herstellung [59], - Eigenschaften von Silikon: opak, hydrophob [28], - Reinraumkonditionen notwendig [35], - für Ätz-Techniken sind starke Chemikalien anzuwenden
Laserablation 1 μm bis einige 100 μm	<ul style="list-style-type: none"> - thermoplastisches Material [35], - <i>direct-write</i> Prozess, ohne Maske möglich 	<ul style="list-style-type: none"> - wenig Durchsatz [35], - Anschaffungskosten sind hoch
Spritzgießen 20 μm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - Massenproduktion möglich [28] 	<ul style="list-style-type: none"> - kleine Stückzahlen sind teuer wegen der aufwendigen Herstellung der Druckvorlage [59], - Einschränkung durch Materialien und Auflösung [28], - Laboraufwand [35]
In situ Konstruktion μm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - Schnell, - kein Reinraum notwendig 	<ul style="list-style-type: none"> - Notwendigkeit von Druckvorlagen, - mehrere Arbeitsschritte
Soft Lithography mittels PDMS Sub μm bis cm	<ul style="list-style-type: none"> - PDMS: biokompatibel, durchsichtig, elastisch, günstig, gasdurchlässig [83], - Variation der Festigkeit und Flexibilität des PDMS [50] 	<ul style="list-style-type: none"> - eine Form ist notwendig für das Replik-Schmelzen, - umständliche Laborarbeit und dadurch teuer, - viele Replikat, damit es lohnend ist, - Limitation des Designs, - Monomer-Austritt möglich [83], - umständliche Kontrolle der Anschlüsse [81]

2.5 Klassische Mischeinheiten mikrofluidischer Systeme

Der laminare Fluss in mikrofluidischen Systemen bei einer niedrigen Reynold'schen Zahl bedeutet, dass sich Flüssigkeiten nur durch Diffusion mischen. Grund dafür ist, dass, wie bereits oben erwähnt, andere physikalische Gesetzmäßigkeiten in der Mikrofluidik als in der allgemeinen Strömungslehre gelten [33, 85]. Andererseits sollen für bestimmte Zwecke auch verschiedene Komponenten effizient gemischt werden - beispielsweise damit chemische Reaktionen schneller und kontrollierter stattfinden - dazu können Mischsysteme genutzt werden [86]. Hierbei kann zwischen aktiven und passiven Mischeinheiten unterschieden werden. Passive Mischsysteme entstehen durch die Geometrie des Kanals und durchmengen den laminaren Fluss im Kanal, indem der Flüssigkeitsstrom umgelenkt und dadurch eine größere Fläche für die Diffusion von Partikeln kreiert wird. Es existieren vielfältige Möglichkeiten passive Mischsysteme zu gestalten, wie zum Beispiel: verteilende, statische, T-Typ und Vortex-Mischer [28, 86, 87]. All diese Misch-Systeme erzeugen Bewegungen in der Flüssigkeit durch Stretchen und Falten dieser. Das schafft einen chaotischen Fluss und die gewünschte Diffusion [88, 89]. Bei aktiven Mixern hingegen wird eine Kraft von außen zugeführt. Im linearen Kanal wird beispielsweise ein Element durch ein magnetisches oder elektrisches System bewegt, sodass die Flüssigkeiten im Kanal in verschiedene Richtungen strömen [18, 28]. Der Nachteil dabei ist der fehleranfälliger, komplexere Aufbau, der die Modellierung der Scherkräfte innerhalb des Mischsystems erschwert [18]. Weitere Vorteile von passiven Mixern sind ihre einfache, zuverlässige und kostengünstige Gestaltung [84]. Deswegen bietet es sich an, dem Druckkopf ein passives System zu implementieren, um die Flüssigkeitsströme aus den zwei zulaufenden Kanälen zu durchmengen.

Folgende Auflistung (siehe Tabelle 2) gibt eine Übersicht über mögliche passive Mischsysteme und eine Einschätzung über deren Anwendbarkeit für das vorliegende Projekt. Hierbei wird auch auf die Umsetzbarkeit für das Mischen zellbeladener Materialien eingegangen. Angepasst an das Verfahren des DLP-SLA Drucks für den Druckkopf wurden Geometrien im Kanalsystem favorisiert, da diese vielfältig variierbar sind.

Tabelle 2: Übersicht über passive Mischsysteme in mikrofluidischen Systemen. Evaluation der Eignung der Mischsysteme für den Einsatz in einem Druckkopf für Biodruck, der mittels DLP-SLA Verfahren gedruckt werden soll.

Passives Mischsystem	Evaluation der Eignung
T- oder Y-Kreuzung [90, 91]	<ul style="list-style-type: none"> - langsames Durchmischen von zwei Flüssigkeiten (siehe Abbildung 10 a), - für hochvisköse Materialien ungeeignet - T-System für schmale Kanäle ungeeignet wegen dem Verstopfen der waagrecht Kanäle während des Druckprozesses
2D-geknickter Kanal , plane Spirale [92]	<ul style="list-style-type: none"> - gleicher Nachteil der waagrechten Kanäle, die aber schräg gestaltet werden könnten (siehe Abbildung 10 b)
3D-geknickter Kanal , Serpentin-Mischer wie eine Wendeltreppe [93]	<ul style="list-style-type: none"> - effizienteres Durchmischen als bei einem 2D-geknickten Kanal (siehe Abbildung 10 c, [91]) - komplexes Design
Mehrmaliges Aufspalten eines Kanals in viele einzelne Kanäle und wieder zusammenführen zu einem [94]	<ul style="list-style-type: none"> - effiziente Durchmischung bei hoher Anzahl an Verästelungen - erhöhter Scherstress für Zellen - Einschränkung der Baubarkeit für sehr schmale Kanäle und lange Verweildauer der Materialien
Mehrmalige Wiederholung von Aufspalten eines Kanals und wieder zusammenführen zu einem Kanal [95, 96], beispielsweise durch eine T-Aufzweigung [84, 97]	<ul style="list-style-type: none"> - Nachteil der waagrechten Kanäle, die aber schräg gestaltet werden könnten
Einfügen von Verengungen	<ul style="list-style-type: none"> - erschwerte Realisierbarkeit sehr schmaler Kanäle - erhöhter Scherstress für Zellen
Düse zum Einspritzen von einer zweiten Komponente, beziehungsweise umlenken einer der linear fließenden Komponenten in die zweite [53]	<ul style="list-style-type: none"> - einzuspritzende Flüssigkeit muss niedrigvisköser sein - kompliziertes Design
Strudel-Mischer , dabei wird ein Strudel durch zwei oder vier Zuläufe, die sich am Kreisoberflächenverlauf befinden, kreiert [98, 99]	<ul style="list-style-type: none"> - Gestaltung von Zuläufen für den zylinderförmigen Hohlraum durch 3D-Drucker erschwert, genauso wie die Reinigung von ungehärtetem Harz im Hohlraum
Geometrien im Kanal: z. B. Hering-Knochen-Mischer [93, 100], entspricht rechteckigen, länglichen Quadern, die gleichmäßig schräg an einer Kanalwand angeordnet sind	<ul style="list-style-type: none"> - vielfältige Möglichkeiten Hindernisse in Form von Geometrien in den Kanal einzubauen, wie beispielsweise dreieckige Prismen - Abbildung 10 b entspricht Kanal mit Quadraten als Hindernisse (überschneidet sich mit der planen Spirale)

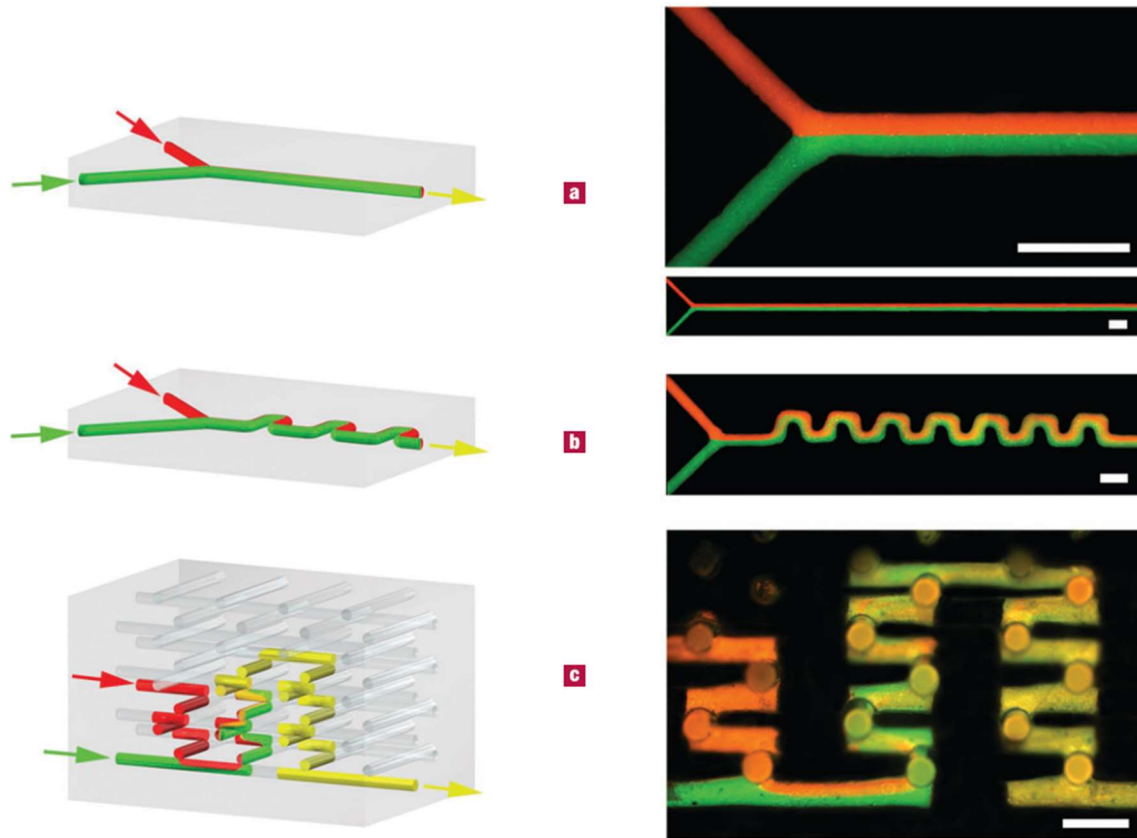


Abbildung 10: Schematische Darstellung links und fluoreszierende, mikroskopische Darstellung rechts von zwei Flüssigkeiten (rot und grün) in zwei Kanälen. Die Flüssigkeiten werden in einen Kanal zusammengeführt, um sich dann zu einer gelben Flüssigkeit zu mischen. Die Pfeile zeigen die Flussrichtung an und die Reynold'sche Zahl liegt bei $Re = 30,6$. **a:** 1D-Mischer: Y-Aufzweigung. **b:** 2D-Mischer: Y-Aufzweigung, die in eine plane Spirale übergeht. **c:** 3D-Mischer: Zwei spiralförmige Türme gehen in einen über. Die Maßstabsbalken entsprechen $0,5 \text{ mm}$ [91]. (unverändert, mit freundlicher Genehmigung von *Springer Nature, Nat Mater* 2018)

3 Material und Methoden

Dieses Kapitel stellt die Herangehensweise dar, mit welcher die Stereolithografie als geeignetes Herstellungsverfahren für Komponenten mikrofluidischer Druckköpfe untersucht wurde. Dabei wird auf die verwendete Hard- und Software für den 3D-Druck eingegangen. Zunächst werden die vorliegenden Fotopolymere für den 3D-Druck und der verwendete 3D-Drucker betrachtet. Anschließend wird die Entwicklung der 3D-Objekte, die Bearbeitung der gedruckten Objekte und die Vermessung beziehungsweise die Untersuchung des Gedruckten erläutert.

3.1 Die UV-härtenden Harze

3.1.1 *E-Shell 600* und seine Eigenschaften

E-Shell 600 (EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland) ist ein durchsichtiges, waserdichtes, lichthärtendes Harz, das CE zertifiziert und nach ISO 10993 (medizinisches Produktgesetz) für Hörgeräte und Orthoplastiken Klasse IIa kompatibel ist. Das Material ist ein Fotopolymer und beinhaltet unter anderem Acrylate, Methacrylate, Farbstoffe, Foto-Initiatoren und Absorber. Löwa *et al.* gibt eine prozentuale Auflistung der Zusammensetzung des Harzes: 60-80 % Acrylharz, 5-20 % Urethandimethacrylat, 10-25 % Tetrahydrofurfurylmethacrylat, weniger als 1 % Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine Oxide [101]. Einige Materialeigenschaften sind in Tabelle 3 aufgelistet. Die maximale Wanddicke des Materials ist mit 1,2 mm angegeben und die maximale Aushärtetiefe pro Schicht liegt bei 130-150 μm . Für die zu druckenden Strukturen wurde eine Voxel-Tiefe von 50 μm angestrebt, wobei die Belichtungszeit pro Schicht 7000 ms betrug. Das gehärtete Harz darf nur maximal fünf Minuten vor dem Nachhärten und zwei Minuten nach dem Härten in Iso-Propanol gelagert werden [102, 103].

Allgemein lassen sich Medizinprodukte in Klassen aufteilen, bei der Klasse IIa, die auf *E-Shell 600* zutrifft, wird nur auf Zytotoxizität, Sensibilisierung und Irritation oder intrakutane Reaktivität getestet, da ein Hörgerät nur mit intakter Haut in

Kontakt kommt. Dabei werden Aspekte wie systemische oder chronische Toxizität, Genotoxizität, Implantation und Hämokompatibilität außer Acht gelassen [104], die gegebenenfalls für weitere Versuche mit lebenden Zellen getestet werden sollten.

Tabelle 3: Eigenschaften des Harzes *E-Shell 600* vom Produkthersteller EnvisionTEC [105].

Beschreibung	Wert
Viskosität	339.8 MPa
Dehnfestigkeit	51.6 MPa
Bruchdehnung	6.62 %
Biegedehnung	8.43 %
Biegemodul	1920 MPa
Biegefestigkeit	88.4 MPa
Izod Schlagzähigkeit - gekerbt	4.99 kJ/m ²
Dichte	1.185 g/cm ³
Härte (Shore)	85 Shore
Glasübergangstemperatur	86°C-160°C

3.1.2 HTM 140 V2 und seine Eigenschaften

Das Material *HTM 140 V2* (EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland) findet primär für die Schmuckherstellung Verwendung und ist ein Hochtemperatur-Gussform-Material, um Silikon- und Gummi-Gießformen herzustellen, in die geschmolzene Metalle gegossen werden. Es ist auch für die Fabrikation von Gegenständen, zur Unterhaltung, zur Herstellung von Miniatur-Automobilen, zur Herstellung von Verbrauchsgütern und für die Schulbildung geeignet [106]. Das Harz ist zwar nicht für die Medizinprodukteherstellung ausgeschrieben, jedoch die höhere z-Auflösung des Material von 35 µm und andere rheologische Eigenschaften (siehe Tabelle 4), wie die höhere Festigkeit des gehärteten Materials und die niedrigere Viskosität des ungehärteten Materials im direkten Vergleich zu *E-Shell 600*, machten dieses interessant. Dadurch besteht die Möglichkeit, dass Objekte de-

tailgenauer gedruckt werden können und dass gedruckte Objekte durch Autoklavieren sterilisierbar sind, da das gehärtete Harz hitzestabil bis 140°C ist [106, 107]. Die einzelnen Schichten wurden 2000 ms bei einer Projektor-Helligkeit von $700 \frac{\text{mW}}{\text{dm}^2}$ belichtet. Zudem ist es möglich das gedruckte Objekt insgesamt maximal zehn Minuten in Iso-Propanol einzulegen [103].

Tabelle 4: Eigenschaften des Harzes *HTM 140 V2* von EnvisionTEC [106].

Beschreibung	Wert
Dehnfestigkeit	56 MPa
Bruchdehnung	3.5 %
Biegefestigkeit	115 MPa
Biegemodul	3350 MPa
HDT (Hitze Deflektions Temperatur) Keine Wärmebehandlung nötig	140°C
Farbe	grün

3.2 Der Drucker und das Druckverfahren

Drucker

Der in dieser Arbeit verwendete DLP-SLA Drucker *Vida HD Crown and Bridge* (Typ 1920 x 1080_405; S/N: ET.PV.18.01.PVD001, Baujahr 2018, EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland) wurde primär für die Herstellung von dentalen Kronen beziehungsweise Brücken und für die Schmuckherstellung entwickelt (siehe Abbildung 11). Es handelte sich um ein Desktopgerät für den 3D-Druck mit einer maximalen Auflösung von circa 50 µm in x-y-Richtung und einer Auflösung in z-Richtung, die materialspezifisch zwischen 25 µm und 150 µm variierte. Das Gerät hatte eine maximale Baugröße von 90 mm Länge auf 50 mm Breite auf 100 mm Höhe. Als Lichtquelle diente eine industrielle UV-LED mit einer Pixelauflösung von 1920 × 1080 durch das DMD [108]. Wenn die maximale Baugröße in x-y-Richtung herangezogen wurde und durch die Anzahl der jeweiligen Pixel dividiert wurde, konnte die genaue Pixelgröße angegeben werden

($\frac{90,57 \text{ mm}}{1920}=0,047 \text{ mm}$, $\frac{50,89 \text{ mm}}{1080}=0,047 \text{ mm}$), da die Pixel parallel zur waagrecht Bauplattform angeordnet waren. Belichtungszeiten und -Intensität für den Druck waren von der Drucker-Software für alle kompatiblen Materialien vorgegeben und folglich nicht variabel, weil es sich um ein geschlossenes System handelte.

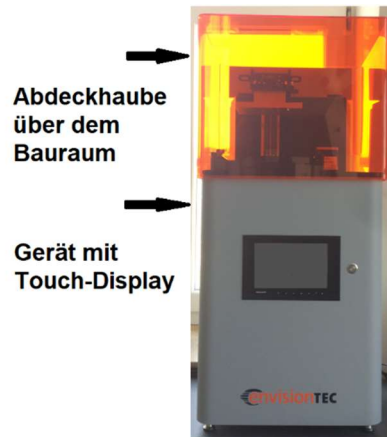


Abbildung 11: Fotografie des 3D-Druckers *Vida HD Crown and Bridge* in der Frontalansicht. Im oberen Teil der Abbildung befindet sich die Abdeckhaube für den Bauraum, im unteren das Gerät mit *Touch-Display* für die Bedienung.

CAD

Zunächst wurde ein Objekt in der kostenlosen 3D-CAD-Software *Autodesk Fusion 360 2.0.4383* (Autodesk Inc., San Rafael, USA) angelegt. Um Modelle zu konstruieren, wurde eine Skizze (technische Zeichnung) im Programm erstellt (siehe Abbildung 12), die anschließend durch Extrusion (Erstellen eines Körperelements ausgehend von einer 2D-Skizze und einer festgelegten Höhe) in ein 3D-Format gebracht wurde (siehe Abbildung 13 A-D). Im Folgenden wird von extrudierten Kreisen, Dreiecken und Rechtecken gesprochen, dabei handelt es sich um Zylinder, Dreiecksprismen und Quader, die in der Software erstellt wurden. Das fertige Objekt-Design wurde als *-.stl-*Format gespeichert [61]. Weitere Modelle wurden mit *SolidWorks 2016 24.2.0.50* (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Massachusetts, USA) konstruiert, wobei es sich hierbei um eine zusätzliche 3D-CAD-Software handelte. Meist wurden die Modelle in *Autodesk Fusion 360* vergrößert erstellt und anschließend im speziell auf den Drucker angepassten Modifikations-Programm *Magics Envisiontec Base 20.2* (Materialise GmbH,

Gilching, Deutschland) einzeln skaliert und im Raum ausgerichtet sowie bei Bedarf beschriftet (siehe Abbildung 14). In diesem Programm bestand die Möglichkeit verschiedene Stützstrukturen für überhängende Geometrien an ein Objekt anzubringen oder durch die Stützstrukturen einen Abstand der Objekte zur Bauplattform zu kreieren. Der Abstand zur Bauplattform hatte den Vorteil, dass überflüssiges Material besser abfließen konnte und dass die automatische Aufweitung im direkten Kontakt zur Bauplattform innerhalb der ersten 22 Schichten für *E-Shell 600*, sowie der ersten 33 Schichten für *HTM 140 V2* der Geometrie vermieden werden konnte. Die Aufweitung war somit nur in den Stützstrukturen zu finden. Anschließend wurden die Geometrie-STLs und Stütz-STLs im Programm *Perfactory Start Center 3.2.2377* (EnvisionTEC, Gladbeck, Deutschland) in das *Perfactory Rapid Prototyping-Modul (Perfactory RP)* geladen, wobei auch dieses Programm speziell auf den Drucker angepasst war. So wurden hier die Modelle in gewünschter Anordnung auf der virtuellen Bauplattform platziert (siehe Abbildung 15), um anschließend den Bauauftrag in Form einzelner Belichtungsbilder zu speichern und auf einen USB-Stick zu übertragen. Zur Auswahl war jeweils ein materialspezifischer Standard-Baustil in Abhängigkeit von der jeweiligen Schichthöhe. Im Laufe der Durchführung der Drucke wurde zur Verbesserung der gedruckten Objekte auf einen Mikrodruck-Baustil für *E-Shell 600* mit einer Schichthöhe von 50 μm gewechselt.

Im *Perfactory RP* konnte zudem das Volumen und das Gewicht der einzelnen Objekte berechnet und die Bauzeit kalkuliert werden. Zudem konnten im *Perfactory Job Inspector* die Belichtung der einzelnen Schichten vor dem eigentlichen 3D-Drucken begutachtet werden.

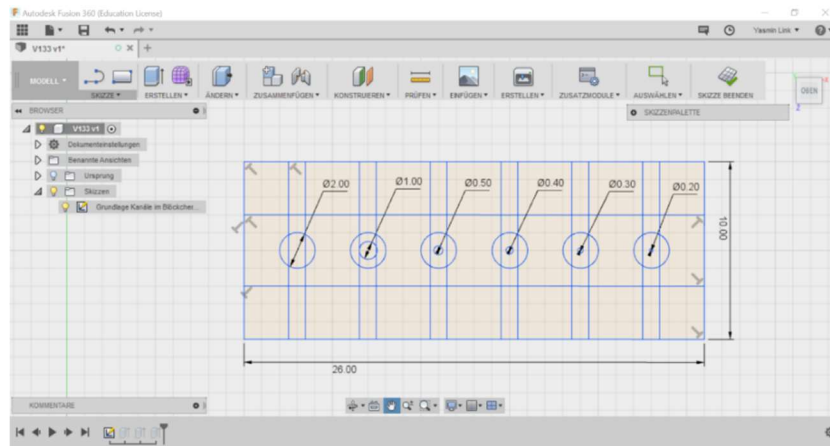
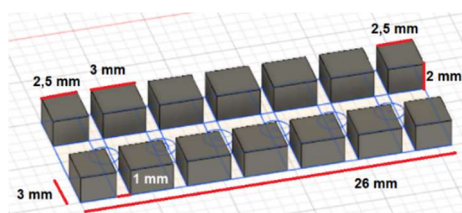
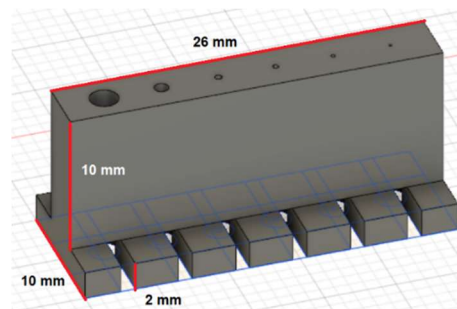


Abbildung 12: Im Programm *Autodesk Fusion 360* ist eine Skizze eines Rechtecks mit zugehöriger Bemaßung dargestellt, die für das Design eines 3D-Modells notwendig ist. Im Rechteck sind außerdem Kreise und gerade Linien eingezeichnet, die sowohl der Gestaltung der Stützstrukturen als auch der Gestaltung der Kanäle dienen. Die Bemaßung der Kreise ist in Millimeter angegeben und variiert von 0,20 bis 2,00 mm. Das Rechteck hat eine Länge von 26,00 mm und eine Breite von 10,00 mm.

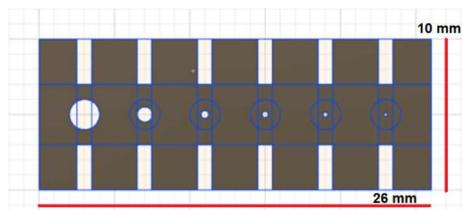
A



B



C



D

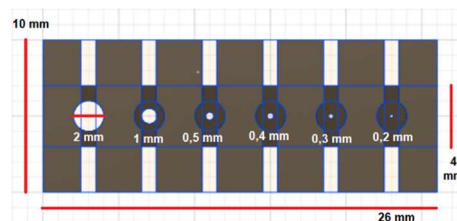


Abbildung 13: Ausschnitte aus *Autodesk Fusion 360*, wobei durch Extrusion der Skizze aus Abbildung 12 ein 3D-Objekt angelegt wird. **A:** Kleine, extrudierte Rechtecke, die als Stützstruktur dienen. **B:** Extrudiertes Rechteck mit Kanälen und kleinen, extrudierten Rechtecken. **C:** In der Ansicht von unten auf das 3D-Modell ist die Seitenfläche des länglichen Quaders mit den Aussparungen für die Kanäle und die Längsseite der kleineren Quader zu sehen. **D:** Es ist das gleiche Modell wie in **C** dargestellt, wobei hier Aussparungen für den Ablauf des ungehärteten Harzes unterhalb eines Kanals von je einem Zylinder der Bemaßung 2 mm Durchmesser und 2 mm Höhe und einem Quader der Bemaßung 4 mm Breite, 1 mm Länge und 2 mm Höhe gestaltet sind.

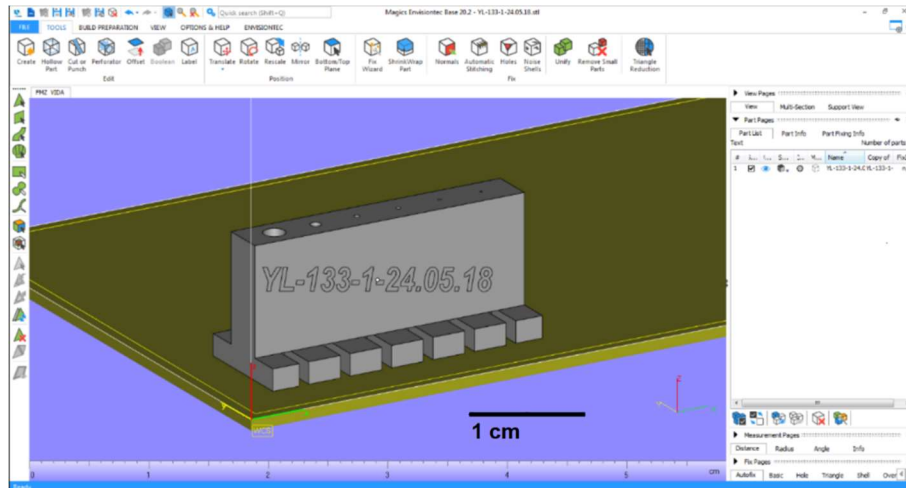


Abbildung 14: Das Modell aus Abbildung 13 B wurde in die Software *Magics* geladen, im virtuellen Druckraum ausgerichtet und beschriftet.



Abbildung 15: Das 3D-Modell aus Abbildung 14 wurde in *Perfactory* auf die virtuelle Bauplattform platziert und ist in der senkrechten Draufsicht dargestellt.

Druckvorgang und Nachbehandlung der Konstrukte

Wie in Abbildung 16 dargestellt, wurde die *Pressure Swing Absorptions*-Wanne (PSA-Wanne) des Druckers bei einer minimalen Füllmenge von 70 ml inklusive des benötigten Materials für den Druckvorgang mit ausreichend *E-Shell 600/HTM 140 V2* benetzt. Anschließend wurde mittels USB-Sticks der gewünschte Bauauftrag auf das Gerät übertragen und der Druckvorgang initiiert.

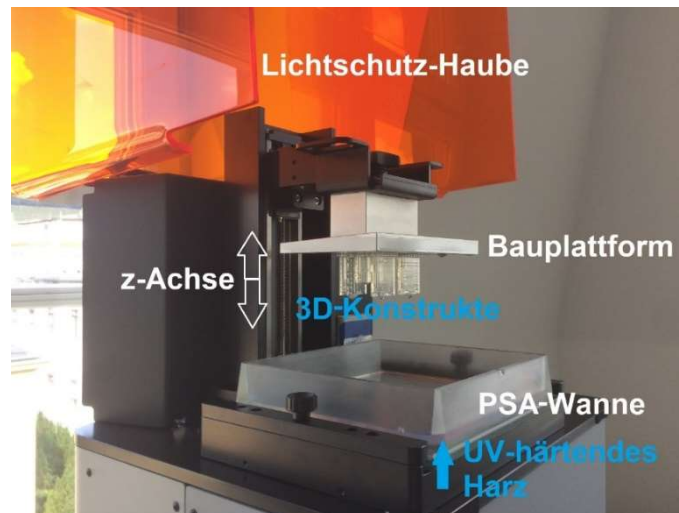


Abbildung 16: Fotografie des Druckraums des Druckers *Vida HD Crown and Bridge* mit hochgeklappter Lichtschutz-Haube. Abgebildet ist ein abgeschlossener Druckauftrag mit mehreren, realisierten 3D-Konstrukten aus *E-Shell 600*, die an der Bauplatzform hängen. Die Bauplatzform ist in der Applikatenachse maximal nach oben gefahren und befindet sich über dem Materialbecken (PSA-Wanne) mit UV-härtendem Harz.

Nach Beendigung des Druckauftrags (siehe Abbildung 16), wurden die Objekte vorsichtig mit einem stumpfen Spatel von der Bauplatzform abgelöst und überflüssiges, nicht vernetztes Material mit Iso-Propanol entfernt. Des Weiteren wurden die Objekte in ein Glasgefäß gegeben, dort vollständig mit Iso-Propanol bedeckt eingelegt und unter wiederholtem Schwenken des Gefäßes für maximal fünf Minuten belassen, um weiteres unvernetztes Material zu entfernen. Wenn Kanäle in den Objekten vorhanden waren, wurden diese einzeln gespült. Die Objekte wurden nach dem Säubern im Inkubator (Mettler, Schwabach, Deutschland) bei 37°C für 30 Minuten getrocknet. Falls die Objekte mit einer Stützstruktur von *Magics* modifiziert waren, wurden diese Strukturen nach dem Trocknen vorsichtig entfernt. Oftmals war das Entfernen der Stützstrukturen aber schon zur Reinigung notwendig, um das unvernetzte Harz erfolgreich zu entfernen. Im Anschluss wurden die Objekte aus *E-Shell 600* jeweils auf der Seite mit der größten Fläche mit 2000 Lichtblitzen im *Otoflash G171* (Light-curing unit, U: 100/115/230VAC, NK-Optik, Baierbrunn, Deutschland) mit UV-Licht der Wellenlänge 280-700 nm belichtet. Dieser Prozess wurde für die gegenüberliegenden Seite wiederholt. Objekte aus *HTM 140 V2* wurden gleichermaßen mit je 1000 Lichtblitzen pro Seite nachbelichtet [107, 109]. Das Nachhärten verbesserte die physikalischen Eigenschaften des Materials und der Restmonomer-Gehalt wurde

reduziert. Dabei bestand die Möglichkeit das Gerät an eine Stickstoff-Quelle anzuschließen und die Lichthärtung in Stickstoff-Umgebung durchzuführen, um eine Sauerstoffinhibition der Vernetzungsreaktion vorzubeugen und dadurch eine klarere Durchsichtigkeit des Materials *E-Shell 600* zu erlangen. Um eine Gelbfärbung von *E-Shell 600* zu vermeiden, wurde eine Plexi-Schale mit einem UV-Blocker - der wie ein optischer Tiefpass wirkte - verwendet, sodass keine Strahlung unter 350 nm zur Geometrie vordringen konnte [110]. Eine beispielhafte Darstellung eines fertig prozessierten Objekts aus *E-Shell 600* wurde in Abbildung 17 dargestellt.

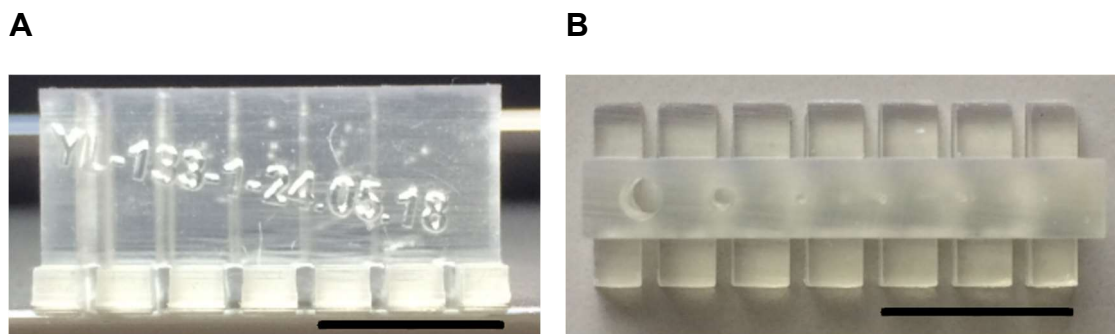


Abbildung 17: Fotografie eines gereinigten und lichtgehärteten Objekts (siehe Abbildung 13), aus dem Material *E-Shell 600*, Messbalken: 10 mm. **A:** Seitenansicht des Objekts. **B:** Draufsicht auf das Objekt.

Die Geometrien konnten gegebenenfalls nachbearbeitet werden, um beispielsweise Kanäle innerhalb eines Quaders sichtbar zu machen oder um Stützstrukturen zu entfernen, indem Material durch Abschleifen entfernt wurde. Neben dem Schleifen wurde auch das sukzessive Polieren von ebenen Flächen mit der *Meta Serv 3000* (Buehler, Esslingen am Neckar, Deutschland) durchgeführt, um eine verbesserte Durchsichtigkeit des Materials *E-Shell 600* zu erreichen sowie die Oberflächen zu glätten. Dabei wurden das SiC-Nassschleifpapier (Siliciumcarbid-Nassschleifpapier; Schmitz, Herzogenrath, Deutschland) mit Polierkörpern steigender Körnung (P120, P220, P320, P500, P800, P1200, P2400, P4000) verwendet. Anschließend wurden die Versuche mit einer Polierpaste DP-Suspension, P $\frac{1}{4}$ μm (Struers, Ballerup, Dänemark) bearbeitet und mit Wasser gereinigt und getrocknet. Das Ultraschallgerät *proclean 6.0* (Ulsonix, Zielona Gora, Polen), zur Reinigung der Objekte sowohl vor als auch nach dem Härten, kam laut Her-

steller nur für das Material *HTM 140 V2* in Frage. Für die Einstellungen des Geräts war ein Ultraschall der Frequenz 22 kHz und eine Ultraschalleistung von 140 W vorgesehen [107].

Manipulation der Pixel einer Schicht

Das Pixelbild eines Druckauftrags aus dem Programm *Perfactory Start Center* war aus schwarzen, weißen und verschiedenen grauen Pixeln aufgebaut. Deswegen wurden Vergleichsdrucke gestaltet, die aus reinen schwarz-weiß Pixeln aufgebaut wurden. Dadurch wurde die maximale Realisierbarkeit im Vergleich zu regulär gedruckten Geometrien festgestellt und die verschiedenen Geometrien wurden anschließend ausgemessen (siehe Abschnitt 3.4). So wurden einzelne Voxel in gleichmäßig steigender Anzahl in Länge und Breite gedruckt, sowie zusammenhängende Stränge von einem, zwei und drei Voxel nebeneinander (siehe Abbildung 18). Das einzelne Schichtbild aus dem Druckauftrag wurde dafür mit der Grafiksoftware *Microsoft Paint 1803* (Microsoft Windows, Redmond, Washington, USA) mit dem Stift Tool bearbeitet, dabei wurde jeder Pixel einzeln angewählt.

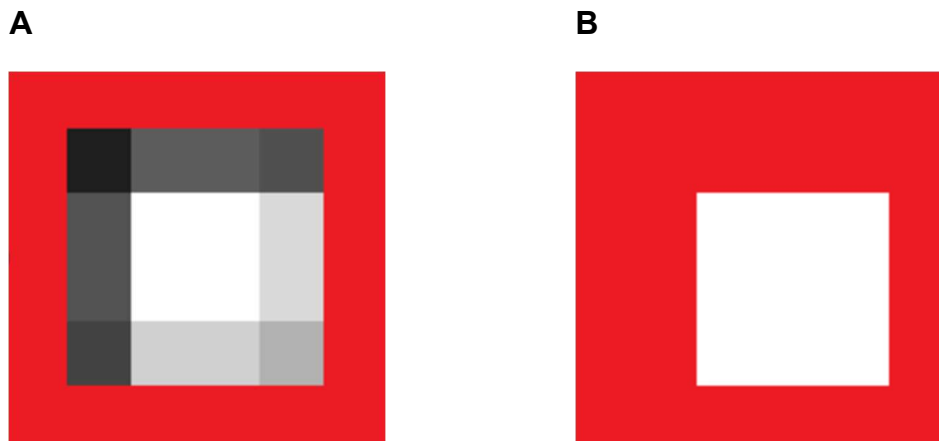


Abbildung 18: Ausschnitt aus einem Druckauftrag aus dem *Perfactory Job Inspector* für eine gedruckte Schicht. Jedes Pixel-Bild stellt ein Quadrat der Bemaßung $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ dar, wobei ein Pixel ca. $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ wiedergibt. Aus Übersichtsgründen wurden die schwarzen Pixel im Hintergrund durch rote ersetzt. **A:** Unbearbeiteter Druckauftrag. **B:** Bearbeiteter Druckauftrag von drei auf drei Pixeln.

3.3 Mikroskopische Aufnahmen

Die Aufnahmen von den gehärteten Objekten wurden mit einem Stereomikroskop (*SteREO Discovery.V20*, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland) durch ein 1,5 × PWD 30 mm Objektiv (*Plan Apo S*, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland) erstellt. Die Kamera war im Mikroskop integriert (*Axio Cam ICc5*, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland) und die Aufnahmen wurden konfokal bei 4,7-facher, 10-facher, 20-facher und 94-facher Vergrößerung angefertigt. Des Weiteren wurden auch seitliche Aufnahmen im Winkel von ca. 90° mit Hilfe einer gedruckten Halterung desselben Materials durchgeführt. Die primäre Verarbeitung der Fotos wurde im Programm *ZEN 2.0* (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland) vorgenommen und Beschriftungen sowie Skalierungsmaßstäbe in die Fotos eingefügt.

Mit der Bildverarbeitungs-Software *ImageJ 1.51* (Java, Bethesda, USA) wurden die Aufnahmen bezüglich ihrer Dimensionen (Durchmesser, Breiten, Seitenlängen und Höhen) und gegebenenfalls Flächeninhalte untersucht. Um die Messgenauigkeit zu steigern, wurden die verschiedenen Parameter je zehn Mal vermessen, anschließend die Pixel in Mikrometer umgerechnet und der zugehörige Mittelwert mit Stichprobenstandardabweichung berechnet.

Die ermittelten Daten wurden in *Excel*-Tabellen übertragen und Diagramme erstellt, um die gemessenen Parameter mit den Sollparametern zu komparieren. Dies ermöglichte verschiedene Geometrien untereinander zu vergleichen und eventuelle Verhaltensregeln des Harzes/Drucks oder der Geometrien/Kanäle in Bezug auf den Herstellungsprozess festzustellen.

3.4 Untersuchung der Geometrien

Wie in Abbildung 19 dargestellt, wurden die Geometrien zunächst makroskopisch begutachtet und anschließend mikroskopiert. Die Vermessung der Geometrien fand anhand der beschriebenen mikroskopischen Aufnahmen (siehe Abschnitt 3.3 und 3.8) mit zusätzlichem Zoom des Vermessungsprogramms *ImageJ 1.51* (Java, Bethesda, USA) statt, um die Messgenauigkeit zu steigern. Die Durchmesser der Geometrien der Zylinder wurden je Geometrie zehn Mal mittels des

Flächeninhalts eines angepassten Ovals (siehe weißer Kreis in Abbildung 20 A) in der Draufsicht auf eine Trägerplatte ausgerechnet. Wenn die Kreise etwas ungleichförmig gedruckt waren, war es sinnvoll die Durchmesser eines Kreises direkt zu messen. Dabei wurden wie in Abbildung 20 B veranschaulicht, Linien sternförmig in den Kreis gelegte, um den jeweiligen Durchmesser zu bestimmen. Das Vermessen von Dimensionen der rechteckigen Geometrien in der Draufsicht wurde im zentralen Abschnitt durchgeführt und nicht an den Kanten, da die Ecken dort prozessbedingt abgerundet waren und dementsprechend zu kurze Abmessungen resultiert hätten (siehe weiße Linien in Abbildung 21 A). Außerdem wurden zum Teil die Messungen am Quadrat jeweils fünf Mal waagrecht und senkrecht durchgeführt, um einen genaueren Mittelwert zu erhalten. Aus den extrudierten Dreiecken wurden die Seitenlängen in der senkrechten Draufsicht aus den optisch verlängerten Kanten ermittelt, da die Dreiecke eine Abrundung an den Kanten aufwiesen und sonst die realen Seitenlängen zu kurz gemessen worden wären (siehe weiße Linie in Abbildung 21 B).

Die Höhen wurden für Zylinder, Quader und Dreiecksprismen gleichermaßen mittels gerader Linien, senkrecht zu den Schichten, gemessen. Die Aufnahmen dafür wurden in einer 90° Seitenansicht mit Hilfe einer entsprechenden Halterung durchgeführt (siehe weiße Linien in Abbildung 21 C).

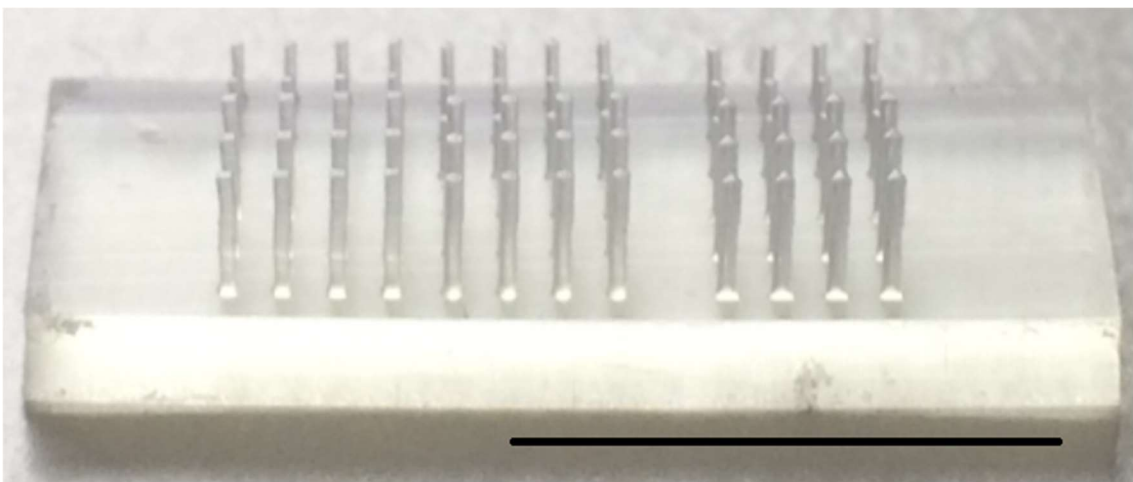


Abbildung 19: Fotografie einer Trägerplatte mit Geometrien aus *E-Shell 600*. Links befinden sich vier Reihen Geometrien mit quadratischer Grundfläche, in der Mitte vier Reihen Zylinder, rechts befinden sich vier Reihen Geometrien mit einer seitengleichen, dreieckigen Grundfläche. Der Messbalken beträgt 10 mm.

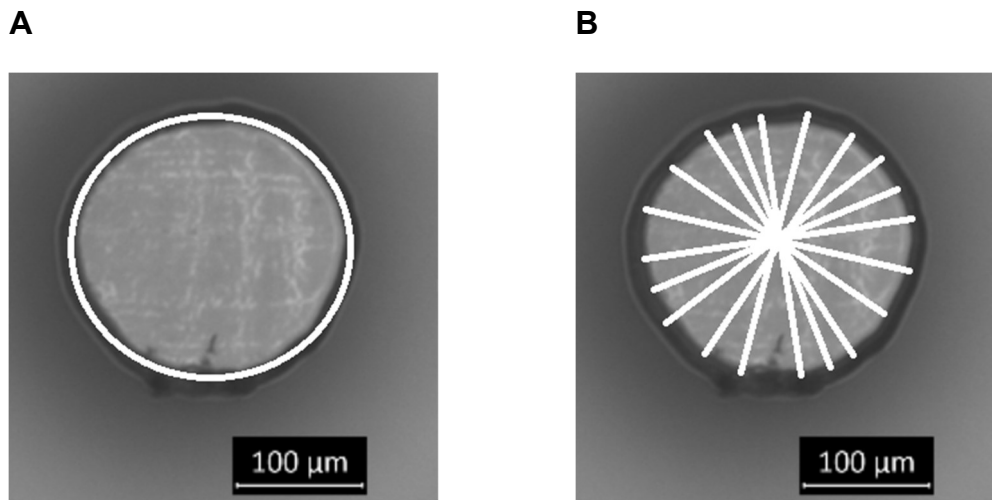


Abbildung 20: Aufnahme von einem Zylinder durch das Stereomikroskop in der Draufsicht mit einer Soll-Bemaßung der Grundfläche des Kreises von 400 µm Durchmesser. **A:** Mit weißem angepasstem Mess-Oval, um den Flächeninhalt des Kreises zu berechnen. **B:** Mit 10 weißen Linien, die sternförmig angeordnet sind, um den Durchmesser des Kreises zu bestimmen.

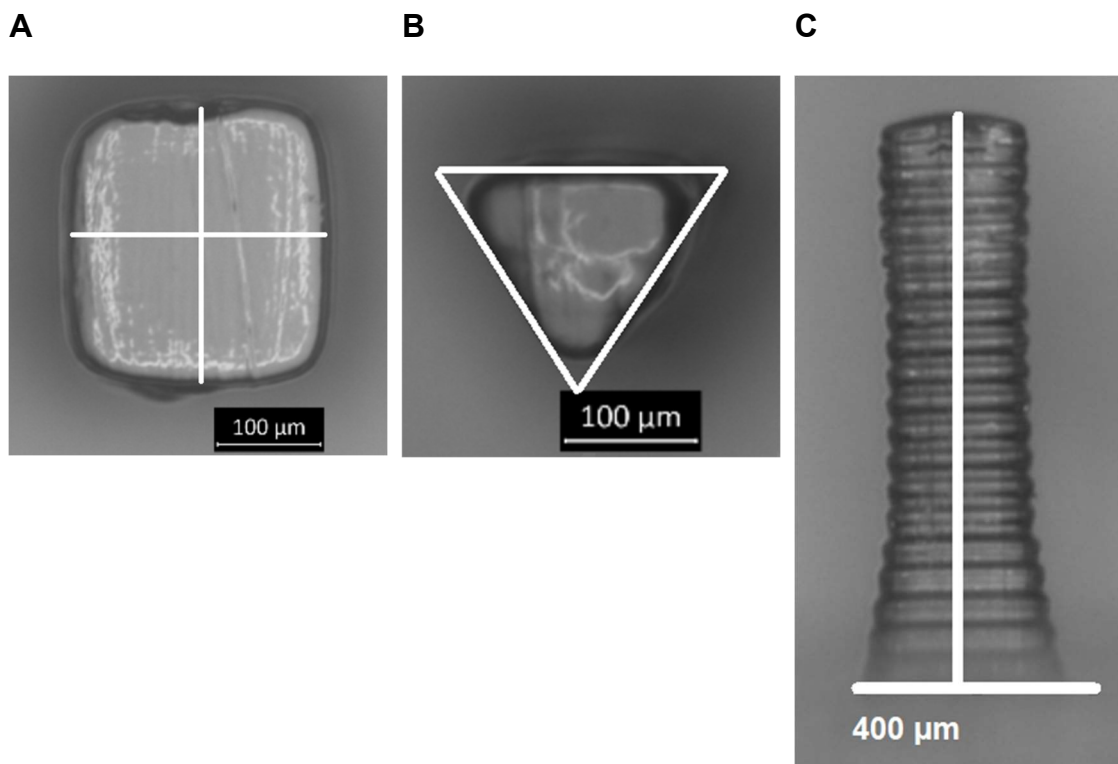


Abbildung 21: Aufnahme von Geometrien durch das Stereomikroskop in der Draufsicht (siehe **A** und **B**) und in der Seitenansicht (siehe **C**). Die Soll-Bemaßung der Grundfläche der Geometrie beträgt jeweils 400 µm. **A:** Quadrat (vo) mit waagrechter und senkrechter Linie zur Dimensionsbestimmung. **B:** Seitengleiches Dreieck (vo) mit weißen, verlängerten Mess-Linien auf jeder Kante. **C:** Extrudiertes Quadrat (vs) mit senkrechter weißer Mess-Linie zur Höhenbestimmung und waagrechter, weißer Linie mit einer Soll-Breite von 400 µm.

3.5 Untersuchung der Kanäle

Das Vermessen der Durchmesser, Seitenlängen und Breiten der Kanäle, sowohl an der zuletzt gedruckten Schicht als auch an der Seite der Bauplattform, wurde analog wie im vorherigen Abschnitt erläutert, durchgeführt (siehe Abschnitt 3.4 und siehe Abbildung 22). Zu beachten ist, dass durch die Stützstruktur von 2000 μm Höhe (entspricht 40 Schichten a 50 μm bei *E-Shell 600*), das Messen an der zur Bauplattform gerichteten Seite erschwert war.

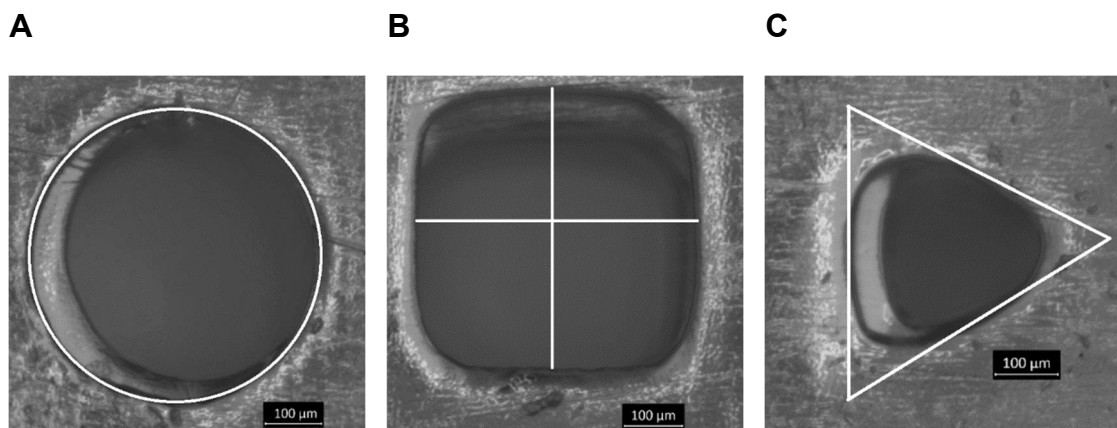


Abbildung 22: Verschiedene Kanal-Geometrien unter dem Stereomikroskop in der Draufsicht, entsprechend der zuletzt gebauten Schicht, mit einer Soll-Bemaßung des Durchmessers, Breite und Seitenlänge von 400 μm . **A:** Kreisförmiger Kanaleingang mit weißem angepasstem Mess-Oval, um den Flächeninhalt des Kreises zu berechnen. **B:** Quadratischer Kanaleingang mit weißer Mess-Linie zur Ermittlung der Dimensionen des Quadrats. **C:** Kanaleingang eines seitengleichen Dreiecks mit weißen verlängerten Mess-Linien entlang der Kanten.

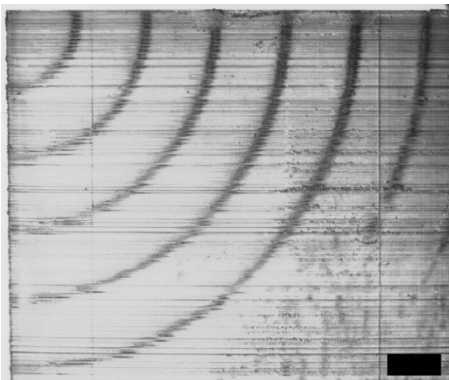
3.6 Untersuchung von Kanälen mit Rundung im Kanalverlauf und geraden Kanälen mit variierenden Winkeln zur Bauplattform

Innerhalb des mikrofluidischen Druckkopfs werden zwei Zuläufe benötigt, die je eine Flüssigkeit führen können. Anschließend sollen sich die Zuläufe im Druckkopf zu einem Kanal vereinigen. Zu diesem Zweck wurden zwei Ansätze zur Gestaltung der Zuläufe untersucht. Zum einen ein Winkel zur Bauplattform eines geraden Kanals (siehe Abbildung 23 B) und zum anderen eine Rundung im Kanalverlauf entsprechend eines Viertel-Kreises, das ist in Abbildung 23 A beispielhaft dargestellt. Die Viertel-Kreise wurden mit unterschiedlichen Radien der Kanalbiegung und variierenden Durchmessern der Kanäle gedruckt. Die schrägen

Kanäle wurden mit unterschiedlichen Winkeln zur Bauplattform und mit variierenden Durchmessern in einen Quader gedruckt. Der Quader dient als Blockstruktur beziehungsweise Trägerblock für die Kanäle. Bei den Quadern mit schrägen Kanälen waren Stützstrukturen nötig, damit der Trägerblock formgetreu gedruckt werden konnte.

Beide Druckreihen wurden zentral in einen 8 mm breiten Quader mit einer Kantenlänge von 30 mm gedruckt. Die Lokalisation der Kanalöffnung wurde auf die obere Fläche von 8 mm auf 30 mm im Abstand von 3 mm gelegt, sodass je zehn Kanäle in eine Blockstruktur gedruckt wurden. Der Winkel der geraden, schrägen Kanäle bezüglich der senkrechten Achse eines Quaders wurde dabei in 10° Schritten festgelegt. Bei der Konstruktion der Kanäle konnte mittels Trigonometrie der Winkel der Kanäle zur Senkrechten festgelegt werden und die Längen der Kanäle im Trägerblock errechnet werden.

A



B

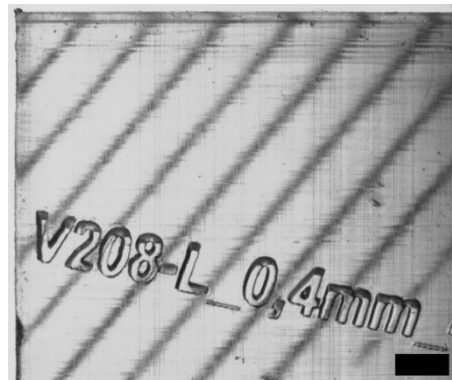


Abbildung 23: Ausschnitte von Trägerblöcken mit Kanälen, die durch das Stereomikroskop aufgenommen wurden. Die Seite der Bauplattform befindet sich auf der unteren Waagrechten der Bilder. Messbalken entspricht 2 mm. **A:** Es sind fünf viertel-kreisförmige, runde Kanäle des Soll-Durchmessers von 0,4 mm abgebildet. **B:** In Bezug auf die Bauplattform um 50° abgewinkelte, runde Kanäle mit einem Soll-Durchmesser von 0,4 mm.

3.7 Messung der Länge der Kanäle

Um die Ist-Längen mit den Soll-Längen der Kanäle zu vergleichen, wurde ein digitaler Messschieber (*Holex*, Hoffmann-Group, München, Deutschland) verwendet. Damit wurde die Dimension/Höhe der unbearbeiteten Quader (in denen die Kanäle verliefen) ermittelt. Die konstruierten Stützstrukturen von 2000 μm

Höhe wurden dabei mitgemessen. Die Stützstrukturen konnten mit einem Schleifgerät nicht exakt entfernt werden, weswegen die 2 mm nach dem Messen abgezogen wurden. Es wurde je einmal pro Quader gemessen, je zwei verschiedene Blockstrukturen mit fünf variierenden Höhen. Im Anschluss wurden die Mittelwerte und die Abweichung der Mittelwerte vom Soll-Wert berechnet.

Beweis der Durchgängigkeit der Kanäle

Durch das Reinigen der frisch gedruckten Kanäle im Quader mit Iso-Propanol konnte nachvollzogen werden, ob diese durchgängig, verstopft, nur teilweise vorhanden oder gar nicht gedruckt wurden. Die Kanäle waren prozessbedingt mit Luftblasen und flüssigem Harz gefüllt, das beim Reinigen herausgeschwemmt wurde, um durch Iso-Propanol ersetzt zu werden. Bei optischer Unsicherheit konnten mit einer Akupunkturnadel eines Durchmesser von 100 μm schmale Kanäle zwischen 200 μm und 300 μm ertastet werden. Um nach dem Lichthärten die Kanäle nochmals auf Durchgängigkeit zu überprüfen, wurde mit *Water Blue* (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, USA) eingefärbtes Wasser als auch in Wasser aufgelöstes, eingefärbtes Pluronic F-127 (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, USA) im Mischverhältnis 20 ml Wasser auf 7 g Pluronic in die Kanäle gespritzt und Fotos der nun blau gekennzeichneten Kanäle angefertigt. Die rheologischen Eigenschaften des eingefärbten Pluronic wurden für die Kanäle mit 1 mm und 2 mm großen Bemaßungen herangezogen. Pluronic in Wasser aufgelöst ist bei niedrigen Temperaturen um 8°C flüssig und wird bei steigenden Temperaturen zunehmend visköser, wodurch es bei Raumtemperatur (~20 °C) in den Kanälen verblieb. Für die Kanäle kleinerer Bemaßung wurde eingefärbtes Wasser verwendet, welches sich durch die Kapillarkräfte im Kanal hielt.

3.8 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) (*Crossbeam 340*, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) wurden Aufnahmen ausgewählter Geometrien aufgenommen. Dazu wurden diese zunächst mit der Sputter-Beschichtungsanlage

(Leica, EM ACE600, Wetzlar, Deutschland) mit Platin bedampft. Mit dem Rasterelektronenmikroskop wurden dann Aufnahmen in 25-facher und 30-facher Vergrößerung der Geometrien erstellt. Dabei wurden Aufnahmen jeweils in der Draufsicht sowie in der Seitenansicht angefertigt.

3.9 Statistischer Vergleich von Messungen der Geometrien

Die Messungen der Geometrien wurden hauptsächlich mit Aufnahmen des Stereomikroskops durchgeführt und sollten deswegen mit Messungen durch Aufnahmen des REM verglichen werden. Dafür wurde die Software *Statistica 13.1.336.0 64-bit* (Dell Inc., Tulsa, USA) genutzt und ein statistischer Vergleich der beiden Messungen durch Student's t-Tests herangezogen. Zuvor wurde untersucht ob, die beiden Datensätze mittels Student's t-Test miteinander vergleichbar waren. Dazu wurde die Varianzhomogenität mit dem Levene-Test geprüft. Die beiden zu vergleichenden Varianzen waren homogen, wenn $p_L < 0,05$ war (entspricht dem vorgegebenen Signifikanzniveau), wenn $p_L > 0,05$ war, war die Varianzhomogenität nicht gegeben und es konnte kein Student's t-Test durchgeführt werden. Werte bei denen $p_L > 0,05$ war, wurden mit # markiert.

Der Student's t-Test zeigte, wenn $p > 0,05$ betrug (entspricht dem vorgegebenen Signifikanzniveau), dass die Messungen am Stereomikroskop im Vergleich zu den Messungen am REM statistisch nicht unterschiedlich waren. Werte von $p > 0,05$ wurden mit – markiert. Wenn aber $p < 0,05$ betrug, dann waren die Messdaten statistisch unterschiedlich und wurden mit * markiert.

4 Ergebnis und Diskussion

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse im Hinblick auf den Drucker und das Druckverfahren sowie die realisierten Objekte präsentiert und anhand von Literaturstellen diskutiert. Der DLP-SLA Drucker *Vida HD Crown and Bridge* und das Material *E-Shell 600* wurden auf die Eignung für die Herstellung von Komponenten für mikrofluidische Druckköpfe für den Biodruck getestet. Dazu wurden die Eigenschaften der gedruckten Objekte herausgearbeitet und im Speziellen auf potenzielle Misch-Geometrien und Kanäle eingegangen, die einen Teil des Druckkopfes darstellen können.

4.1 Eigenschaften der Materialien für den Druck mit *Vida HD Crown and Bridge*

E-Shell 600 wurde als Material ausgewählt, da es transparent und biokompatibel ist [102, 105]. Beim Durchfließen von Kanälen aus diesem Material kann der Weg eingefärbter Tinten somit nachvollzogen werden. *HTM 140 V2* wurde als Referenzmaterial herangezogen [106, 111], da *E-Shell 600* in seiner Schichthöhe auf minimal 50 µm eingeschränkt ist. Für *HTM 140 V2* sind auch Schichthöhen von 35 µm möglich. Es wurde getestet, ob die gleichen gedruckten Objekte aus *HTM 140 V2* eine bessere Auflösung besaßen und damit die Möglichkeit bestand genauere Formen und Bemaßungen getreu den Bauvorgaben zu drucken.

Zunächst wurde festgestellt, dass die Grünlinge aus *E-Shell 600* nicht gleichermaßen formstabil waren wie die Grünlinge aus *HTM 140 V2*. So zeigte sich, dass dünne Strukturen des Grünlings aus *E-Shell 600* umknickten beziehungsweise weggespült wurden und auch leicht durch die Handhabung während des Nachbearbeitens zu beschädigen waren (siehe Abbildung 24 A). Dahingegen konnte das gleiche Konstrukt aus *HTM 140 V2* den Bauangaben entsprechend gedruckt werden, was auf die unterschiedlichen Eigenschaften der Materialien zurückzuführen war [105, 111]. Letzteres war, wie in Abbildung 24 B dargestellt, in grüner Farbe und opak zu realisieren. In Abschnitt 4.4.2 werden stabile Höhen für die 3D-Geometrien aus *E-Shell 600* angegeben und diskutiert.

Des Weiteren konnte für die nachgehärteten Objekte aus *E-Shell 600* nach der ersten Lichthärtung festgestellt werden, dass das Material zwar relativ durchsichtig blieb, aber dass sich großflächig dünne (2 mm dicke) Strukturen leicht wölbten und so besonders in der z-Dimension ungenau wurden. Dies entspricht einem Schrumpfungs-Verhalten, dass Pang *et al.* als *Green Creep Distortion* beschreibt [112]. Schmale, niedrige und lange Grünlinge mit einem großen Aspektverhältnis von Breite zu Höhe stellen eine Herausforderung für den SLA-Druck dar und neigen zur Distorsion, in besonderem Maße vor der zweiten Lichthärtung [112]. Für höhere Strukturen beispielsweise 5 mm trat dieser Effekt nicht mehr auf. Bei wiederholtem Verwenden (ab dem dritten Mal) des ungehärteten Harzes *E-Shell 600* für neue Druckaufträge, konnte ein Farbumschlag zu einer Orangetönung des ungehärteten und gehärteten Harzes beobachtet werden. Weitere Veränderungen der gedruckten Objekte konnten nicht festgestellt werden.

Für die Auflösung in x-y-Richtung und die Eigenschaften der Form und Struktur der Objekte (siehe Abschnitt 4.2) war kein Unterschied zwischen *E-Shell 600* und *HTM 140 V2* festzustellen. Konstant konnte für beide Materialien ein Quader der Sollbemaßung von 150 µm auf 150 µm mit einer Schichthöhe von 50 µm für *E-Shell 600* (35 µm für *HTM 140 V2*) gedruckt werden. Dies entsprach der kleinstmöglichen, freistehenden, realisierbaren Geometrie. Kleinere Strukturen der Sollgröße von 100 µm auf 100 µm konnten nicht mehr konstant gedruckt werden. Die Abstufung der Bemaßungen der Geometrien wurden dabei durch ein Vielfaches eines Voxels gestaltet. Für *E-Shell 600* war ein Voxel circa 47 µm × 47 µm × 50 µm und für *HTM 140 V2* circa 47 µm × 47 µm × 35 µm groß. Es wird in der Literatur allgemein beschrieben, dass die kleinste druckbare Geometrie eines DLP-SLA Druckers circa vier Voxel des jeweiligen Druckers und Materials entspricht [113-115].

Die Konstruktionsgrenze für *E-Shell 600* und *HTM 140 V2* für kleine Objekte, die einem extrudierten Quadrat von 150 µm auf 150 µm entsprach, konnte auf zwei verschiedene Arten konstruiert werden. Zum einen durch das Programm *Perfactory* selbst und zum anderen durch das manuelle Gestalten der Pixel. Zudem

wurden die rechteckigen Trägerplatten mit den Geometrien jeweils mit ihrer langen Seite parallel zur y-Achse ausgerichtet gedruckt und parallel zur x-Achse. Im Anschluss wurden die effektiven Breiten der Quadrate vermessen, um Unterschiede festzustellen zu können, die mit der Ausrichtung auf der Bauplattform in Zusammenhang standen. Die Ergebnisse der Messungen der Grundflächen veranschaulicht ein Balken-Diagramm (siehe Abbildung 25 B).

Zu beobachten war, dass die Geometrien im Mittel alle im Vergleich zu ihrer Soll-Breite zwischen 21 % und 63 % zu klein gedruckt wurden. Die Trägerplatten, die mit der Längsseite entlang der x-Achse und mit Geometrien von $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ vom Programm *Perfactory* konstruiert wurden, wurden im Vergleich am größten gedruckt. Diese Geometrien stellten 61 % der Soll-Bemaßung für *E-Shell 600* dar und 79 % für *HTM 140 V2*. Im Vergleich wurden die Geometrien, die mit 3×3 Pixel konstruiert wurden kleiner gedruckt. Dies zeigte, dass das Programm *Perfactory* auf ausgleichende Anpassungen in der Pixeldarstellung programmiert war [115]. Die Geometrien aus *HTM 140 V2* waren im Vergleich zu dem jeweiligen Konstrukt aus *E-Shell 600* zwischen 13 % und 19 % breiter. Der Grund dafür könnte ein unterschiedliches Schrumpfungsverhalten der Materialien sein [116]. Das Reproduzieren der Ergebnisse wurde hier nicht durchgeführt, da bei Konstrukten nahe an den Konstruktionsgrenzen von $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ die Größe und Form des Gedruckten stark variierte und dadurch nicht mehr den Bauaufträgen entsprach. Beispielsweise wurde eine quadratische Form eher oval gedruckt, was auf den Effekt der Licht-Diffraktion zurückgeführt werden könnte [116] (siehe Abbildung 25 A). Weitere Untersuchungen des Materials *HTM 140 V2* konnten im zeitlichen Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt werden.

Insgesamt konnte festgestellt werden, dass die Form und Auflösung in x-y-Richtung für kleine Konstrukte nahe den Konstruktionsgrenzen für beide Materialien annähernd gleich waren. Mit *HTM 140 V2* ließen sich jedoch höhere Strukturen bei gleicher x-y-Dimensionierung drucken.

Shallan *et al.* konnte mit einem DLP-SLA Drucker und einer Auflösung von $56 \mu\text{m} \times 56 \mu\text{m}$ in x-y-Richtung und $50 \mu\text{m}$ in z-Richtung Geometrien mit der gleichen minimalen, quadratischen Grundbemaßung drucken [84]. Die kleinste, realisierbare Geometrie wurde mit einer quadratischen Grundbemaßung von $150 \mu\text{m}$ beschrieben und einer Höhe von $2000 \mu\text{m}$, wobei in REM-Aufnahme des Konstrukts eine schiefe Geometrie ersichtlich war. Beschrieben wurde allgemein, dass die Geometrien insgesamt zwischen $50 \mu\text{m}$ und $100 \mu\text{m}$ zu klein gedruckt wurden, was in diesem Fall ein bis zwei Pixeln entsprach. Als Grund hierfür wurde angenommen, dass am Randbereich der Geometrie nicht vollständig gehärtetes Polymer durch die Reinigung mit Iso-Propanol weggespült wurde [84]. Das Harz am Rand der Geometrie kann weggespült werden, da die Voxel an ihrem Rand nicht so stark durchhärten wie in ihrer Mitte. Das liegt daran, dass die Lichtintensität zentral im Voxel höher ist [117, 118]. Diese Ergebnisse decken sich mit den Resultaten, die im Rahmen dieser Arbeit eruiert wurden.

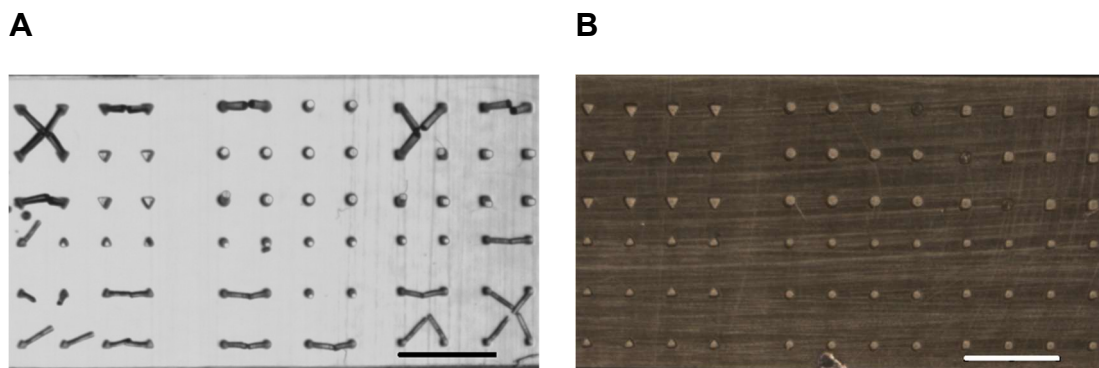


Abbildung 24: A und B: Stereomikroskopische Aufnahmen in Draufsicht auf das gedruckte Objekt. **A:** Trägerplatte mit verschiedenen Geometrien unterschiedlicher Höhen aus *E-Shell 600*. Zu erkennen sind sowohl umgeknickte, schiefe und orthogonal zur Bauplatzform orientierte Geometrien. Messbalken: $2000 \mu\text{m}$. **B:** Analog zu **A**, wobei hier *HTM 140 V2* verwendet wurde. Auf der Trägerplatte sind oben rechts drei Geometrien abgebrochen. Messbalken: $2000 \mu\text{m}$.

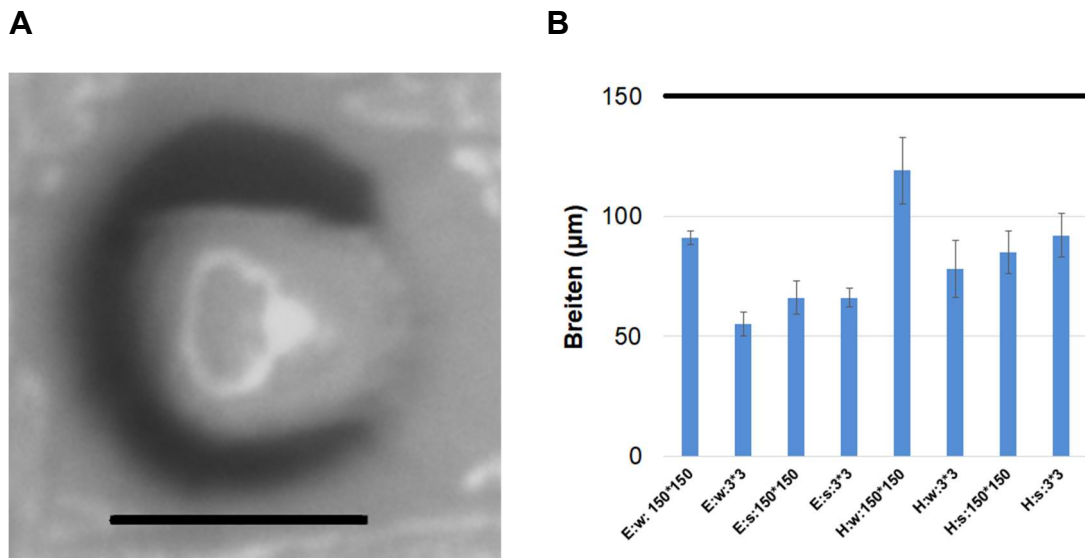


Abbildung 25: **A:** Stereomikroskopische Aufnahme in Draufsicht auf das gedruckte Objekt. Quadrat von *Perfactory* vorgegeben mit einer Soll-Breite von 150 µm, gefertigt aus *E-Shell 600*. Es ist ersichtlich, dass die Grenzen der Geometrie unklar sind. Die Grundfläche des Quadrats ist stark abgerundet und zu klein gedruckt. Messbalken: 50 µm. **B:** Breiten-Diagramm für Quadrate der Soll-Breite von 150 µm, die als Mittelwert angegeben sind, mit Stichprobenstandardabweichung in Form des Messfehlers (E entspricht *E-Shell 600*; H entspricht *HTM 140 V2*; w entspricht Längsseite der Trägerplatte parallel zur x-Achse gedruckt; s entspricht Längsseite der Trägerplatte parallel zur y-Achse gedruckt; 3*3 entspricht 3 × 3 Pixel konstruiert; 150*150 entspricht 150 µm × 150 µm durch *Perfactory* vorgegeben).

4.2 Allgemeine Eigenschaften der Oberflächen eines gedruckten Objekts aus *E-Shell 600*

Wenn gedruckte Objekte unter dem Stereomikroskop betrachtet wurden, war die Rauigkeit der Oberflächen in der Seitenansicht des Gedruckten sehr augenscheinlich. Hierbei ließ sich der schichtweise Aufbau der Konstrukte klar erkennen (siehe Abbildung 27). Die Schichten sollten laut Hersteller ± 50 µm für *E-Shell 600* in der Höhe messen, was für Konstrukte, die nicht nahe den minimalen Baugrenzen gedruckt wurden, realisiert wurde (siehe Abschnitt 4.5). Dabei war die senkrechte Begrenzung einer Schicht abgerundet und besaß eine Wölbung (siehe Abbildung 28 A). Die Wölbung jeder einzelnen Schicht verlagerte sich der Schwerkraft entsprechend mehr in die obere Hälfte einer Schicht, da das Objekt in der Fledermaus-Konfiguration gedruckt wurde. Die Polymerisation des Materials entspricht einem parabelförmigen Kegel, der durch das UV-Licht eines senkrechten Laserstrahls generiert wird [58, 119], dementsprechend verhält sich die

Polymerisation eines belichteten Voxels durch das DMD ähnlich [116]. Die zusätzliche Wölbung entsteht vermutlich durch die Polymerisation überflüssigen Materials, das an den Objekten der Schwerkraft entsprechend hängen blieb und durch Streulicht der darauffolgenden Schichten gehärtet wurde [116] (siehe Abbildung 26 A und B). Weitere Beobachtungen zeigten, dass die letzte Schicht schmaler war als die übrigen Schichten und auch keine ausgeprägte Wölbung besaß (siehe Abbildung 28 A). An einem Objekt, das während des Drucks in seiner Form nicht senkrecht und waagrecht begrenzt war, bildete sich durch die additiven Schichten ein Stufeneffekt, der auch in anderen Publikationen beobachtet wurde [120, 121].



Abbildung 26: **A:** REM-Aufnahme eines Objekts aus *E-Shell 600* in Seitenansicht auf die senkrechte Begrenzung einer Geometrie, Messbalken: 50 µm. **B:** Schemazeichnung der senkrechten Begrenzung zweier Schichten, rechts im Bild. Dargestellt ist die Wölbung der Schichtbegrenzung, die sich an der zum Materialbecken ausgerichteten Seite ausprägte.

Am breitesten war die erste Schicht einer Geometrie (siehe Abbildung 28 A). Die Unterseite des gedruckten Objekts entsprach der Abbildung der Oberfläche der Bauplattform aus glattem, gleichmäßig strukturiertem Metall (siehe Abbildung 28 D) oder den Resten der entfernten Stützstrukturen (siehe Abbildung 28 C). Die Oberseite des Objekts glich der glatten Silikonoberfläche der Materialwanne (siehe Abbildung 28 B). Falls sich Kratzer in der Silikonoberfläche befanden, wurden diese abgebildet. Es konnten auch vereinzelt Druckfehler im Material gefunden werden, welche sich in Form von Blasen oder dem Verschieben von Schichten (siehe Abbildung 27) oder durch das Festkleben kleiner Strukturen zeigten.

Die abgelösten Strukturen befanden sich im Materialbecken und konnten an einer anderen Stelle am Objekt kleben bleiben. Bei genauer Betrachtung konnte sowohl in der Draufsicht als auch in der Seitenansicht des Objekts der Aufbau der einzelnen Schichten aus Voxeln erahnt werden (siehe Abbildung 28 E, F).

Für jede neue Schicht musste während dem Druckprozess der Vakuumeffekt bei Hohlkörpern oder das Anbacken zwischen PSA-Wanne und gedrucktem Objekt vom Motor für die Bewegung der z-Achse überwunden werden, damit neues Material nachfließen konnte, um die nächste Schicht zu polymerisieren, das stellte Pan *et al.* auch fest [73]. Dabei konnte es sogar passieren, dass sich Objekte von der Bauplattform lösten und in der Materialwanne kleben blieben [73], wobei aber keine kritische Größe festgestellt werden konnte, bei der sich ein Objekt zuverlässig von der Bauplattform ablöste. Die primäre Anpresskraft der Bauplattform konnte durch Kalibrieren der Bauplattform angepasst werden. Damit bestand die Möglichkeit das Anhaften des Objekts an der Bauplattform während des Bauprozesses zu optimieren, sodass sich das Objekt nicht vorzeitig von der Bauplattform löste. Letzteres konnte nicht komplett vermieden werden. Pan *et al.* versuchte diesen Fehler zu minimieren, indem eine PDMS-Beschichtung in der Materialwanne eingebracht wurde [73]. Die PDMS-Beschichtung inhibiert freie Radikale für die Polymerisation von Methacrylaten durch eine dünne Sauerstoffschicht [122]. Zusätzlich wurde für jede neue Schicht eine Gleitbewegung des Objekts in Form eines Rechtecks durchgeführt. Die Bauplattform bewegte sich dabei in folgende Richtungen: entlang der positiven Richtung der x-Achse, entlang der positiven Richtung der z-Achse, entlang der negativen Richtung der x-Achse und in negativer z-Achsenrichtung bis das Objekt wieder am Ausgangsort mit der Differenz einer Schichthöhe angekommen war. Während dem Bauprozess diente die Bewegung der Bauplattform dem erleichterten Ablösen des Objekts vom Materialbecken [73]. Kippbewegungen zum Ablösen des Objekts vom Materialbecken, werden von *EnvisionTEC* für die *Perfactory* Systeme genutzt [123]. Teflon-Beschichtungen oder Silikon-Beschichtungen - die sich in der Material-Wanne des in dieser Arbeit verwendeten Druckers befindet - wurden ebenso zur Optimierung des Ablösens herangezogen [119, 124].

Alle festgestellten Oberflächeneigenschaften waren nicht zu vermeiden und generierten auf den gedruckten Objekten eine gewisse Rauigkeit. Mit der Ausrichtung im Bauraum und der Gestaltung eines Objekts konnte jedoch Einfluss auf die Lokalisation der verschiedenen Oberflächenrauigkeiten auf dem Objekt genommen werden. Die Rauigkeit, die das größte Ausmaß darstellte, war das Verschieben der Schichten gegeneinander in x-y-Richtung während diese in z-Richtung gedruckt wurden. Das Verschieben wurde bei Objekten ersichtlich, die eine Höhe von mindestens 1 cm bemaßen und eine senkrechte, gerade Fläche entlang der z-Achse besaßen. Die Eigenschaften des Herstellungsprozesses, könnten einen Erklärungsansatz dafür liefern, womöglich verursacht durch eine mechanische Ungenauigkeit des Druckers.

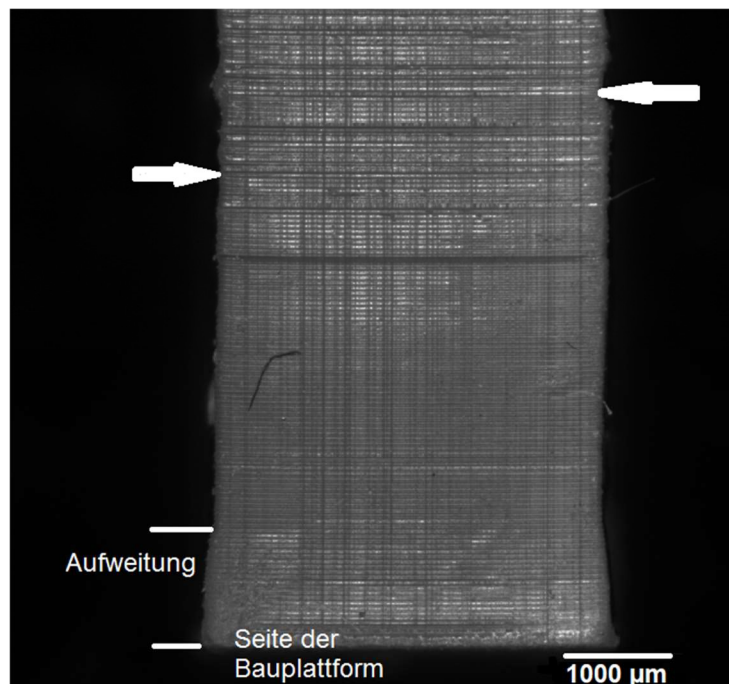


Abbildung 27: Stereomikroskopische Aufnahme eines gedruckten Objekts aus *E-Shell 600* in Seitenansicht auf die Schichten. Im unteren Bereich der Aufnahme ist die Aufweitung des Objekts am ehemaligen Kontakt zur Bauplatzform eingezeichnet. Die Pfeile deuten auf je eine der zahlreichen Verschiebungen zwischen den Schichten hin.

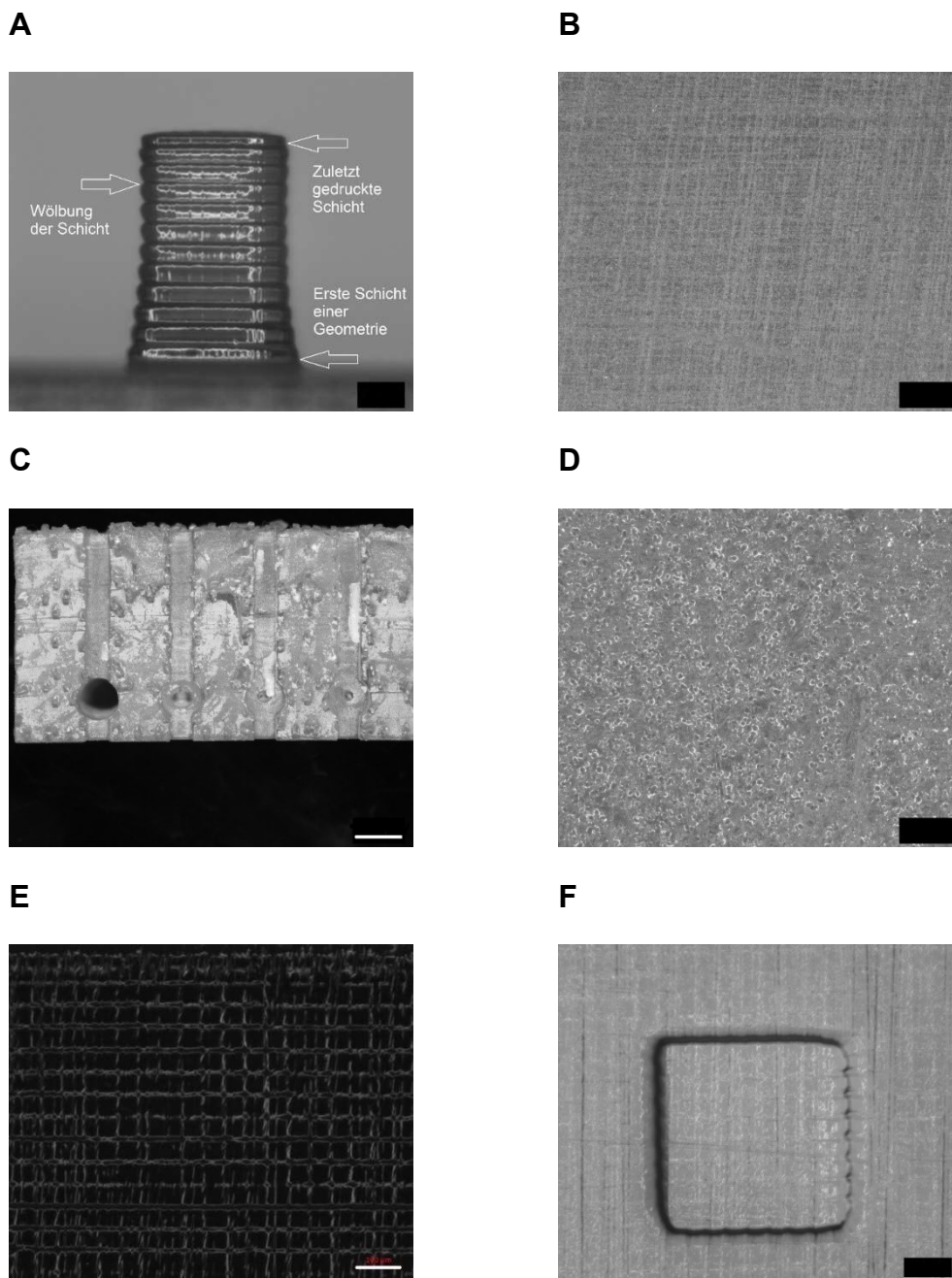


Abbildung 28: Stereomikroskopische Aufnahmen von gedruckten Objekten aus *E-Shell 600*. **A:** Zylindrische Geometrie, erster Pfeil zeigt auf die zuletzt gedruckte, schmalere Schicht, zweiter Pfeil weist auf die Wölbung der senkrechten Begrenzung einer Schicht, die sich leicht nach oben ausbeult, dritter Pfeil weist auf die erste Schicht einer Geometrie hin. Messbalken entspricht 100 μm . **B:** Oberfläche der letzten Schicht eines Objekts seitens der PSA-Wanne. Messbalken entspricht 500 μm . **C:** Oberfläche der ersten Schicht eines Objekts mit Resten der Stützstrukturen. Messbalken entspricht 2000 μm . **D:** Oberfläche der ersten Schicht eines Objekts, die die Strukturen der Bauplatzform abbildet. Messbalken entspricht 500 μm . **E:** Seitenansicht eines gedruckten Objekts mit Abbildung der Schichten und erkennbaren Rechteckstrukturen der einzelnen Voxel. Messbalken entspricht 100 μm . **F:** Draufsicht auf eine gedruckte Trägerplatte mit einem Quader der Soll-Breite und Länge von 500 μm und einer Soll-Höhe von 50 μm . Zu sehen ist teilweise die Abbildung der Rechtecke der einzelnen Voxel und eine wellenförmige Begrenzung der Geometrie. Messbalken entspricht 100 μm .

4.3 Platzierung der Geometrien und Kanäle auf der Bauplattform und im Bauraum

Da die Geometrien und Kanäle in ihrer Darstellung von den Eigenschaften des DLP-SLA Druckers *Vida HD Crown and Bridge*, dem Material *E-Shell 600*, der Bearbeitungssoftware, der Handhabung der Maschine und des Gedruckten abhängig waren [54], wurden sowohl mögliche Objekt-Designs als auch die Platzierungen auf der Bauplattform und im Bauraum variiert. Vielfältige Möglichkeiten wurden ausgetestet, wie bereits in Abschnitt 4.2 erwähnt, um optimierte Objekte zu drucken. Dafür wurden kleine Geometrien immer auf eine Trägerplatte gedruckt, da durch die automatisch generierte, verlängerte Belichtung der ersten 22 Schichten, die Geometrien nicht den Bauvorgaben entsprechend gedruckt wurden (siehe Abbildung 27). Abbildung 29 zeigt, dass schmale Strukturen beim Ablösen von der Bauplattform beschädigt wurden beziehungsweise Stützstrukturen für einzelne Geometrien zu instabil waren. Ebenso behielten die Geometrien beim Drucken oder Nachbehandeln nicht ihre Form und knickten daraufhin ab oder wurden anderweitig beschädigt.



Abbildung 29: Stereomikroskopische Aufnahme kleiner, rechteckiger Geometrien aus *E-Shell 600* auf kreuzförmigen Stützstrukturen, die meist schief und beschädigt sind. Die erste Struktur von links zeigt eine unvollendete, zuvor in der PSA-Wanne angebackene Geometrie. Die zweite bis fünfte Struktur setzt sich jeweils aus einer kreuzförmig extrudierten Stützstruktur zusammen und oben darauf aus einer Geometrie, die einen Quader darstellt.

Stützstrukturen wurden für Überhänge innerhalb des Objekts nötig, um das Objekt formgerecht aufbauen zu können. Überhänge bedeuten, dass ein Teil des Objekts über die primäre Grundfläche dessen hinausragt. Wenn die Stützstrukturen weggelassen wurden, bestand die Möglichkeit, dass überhängende Schichten während des Schichtaufbaus instabil waren und die eigentliche Form dadurch verzerrt gedruckt wurde (siehe Abbildung 30) [125]. Um die Nachbearbeitung von gedruckten Objekten mit Stützstruktur möglichst gering zu halten, war es sinnvoll während des Designs des Objekts die Raumausrichtung und das Platzieren der Stützstrukturen, wenn diese nötig waren, mit einzuplanen.



Abbildung 30: Fotografische Aufnahme eines Quaders mit Kanälen auf einer Stützstruktur aus *E-Shell 600*, an der Bauplatzform hängend. Der Pfeil deutet auf das Verschieben der Schichten, die wegen Ermangelung einer ausgedehnteren Stützstruktur entstanden. Messbalken: 10 mm.

x-y-Kalibrierung

Um eine mögliche Diskrepanz zwischen der Vermessung von Objekten mit quadratischer Grundbemaßung in y-Richtung beziehungsweise x-Richtung festzustellen, wurden kleine quadratische Geometrien zwischen 350 μm und 500 μm Grundbemaßung vermessen. Das Messergebnis ist in Abbildung 31 anhand eines Diagramms, welches die Soll-Bemaßung mit den tatsächlichen Dimensionen in x- und y-Richtung vergleicht, veranschaulicht. Dabei ist deutlich ersichtlich, dass bei abnehmender x-Bemaßung (y-Bemaßung) bezüglich der Sollbemaßung

die gemessenen Werte im Bereich von 22 % bis 39 % (28 % bis 47 %) zunehmenden abweichen. Zudem fallen die y-Werte im Vergleich zu den x-Werten durchschnittlich 5 % kleiner aus. Der Grund für das Ergebnis war eine unzureichende x-y-Kalibrierung des Druckers, die nur bei kleinen Konstrukten auffällig war. Die Bedeutung der korrekten Kalibrierung des Druckers für ein gutes Druckerergebnis stellte Andersen *et al.* dar [70]. Dazu müssen Geometrien vermessen werden, um die Längen von Bildvorgabe und Objekt vergleichen zu können. Der Kalibrierungsfaktor für die x- und y-Achse kann anschließend daraus errechnet werden [70].

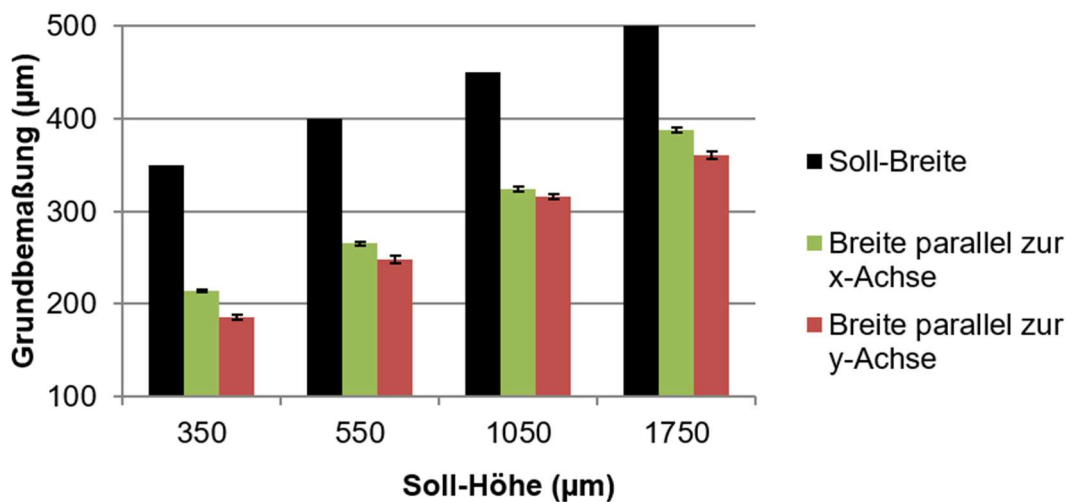


Abbildung 31: Grundbemaßung-Höhe-Diagramm: Es werden die Soll-Breiten von Quadraten mit den gemessenen Breiten parallel zur x-Achse und parallel zur y-Achse verglichen. Dies wurde anhand von REM-Aufnahmen der Quadrate in der Draufsicht auf diese durchgeführt und der Mittelwert gebildet. Die Fehlerbalken stellen den Messfehler in Form der Stichprobenstandardabweichung dar.

Auflösung an verschiedenen Stellen der Bauplattform

Genauso wurde getestet, ob die Pixeldarstellung an unterschiedlichen Stellen der Bauplattform die gleiche Größe bemaß. Dafür wurden die gleichen Geometrien auf einer Trägerplatte mittig auf die Bauplattform gedruckt, und ihre Längsseite parallel zur x-Achse und zur y-Achse nahe am Rand der Bauplattform ausgerichtet. Die Messungen ergaben keinen signifikanten Unterschied zwischen den Geometrien (siehe Abbildung 32), auch die Kontrolle des Belichtungsbildes von *Per-*

factory ergab keinen Unterschied zwischen den Belichtungsbildern für die einzelnen Geometrien. Im Diagramm ist auffällig, dass alle Messungen ungefähr im gleichen Maße vom Soll-Wert, im Bereich zwischen 68 μm und 102 μm abweichen und die Quader damit zu klein gedruckt wurden. Bei den kleinsten Geometrien von 150 μm auf 150 μm Grundbemaßung weicht der Wert von den mittig gedruckten Quadraten im Vergleich zu den am Rand der Bauplattform gedruckten Quadraten stark ab, weil das Quadrat sich in seiner Form oval darstellte. Wahrscheinlich handelte es sich um einen Druckfehler und hatte damit keine Relevanz für das Ergebnis.

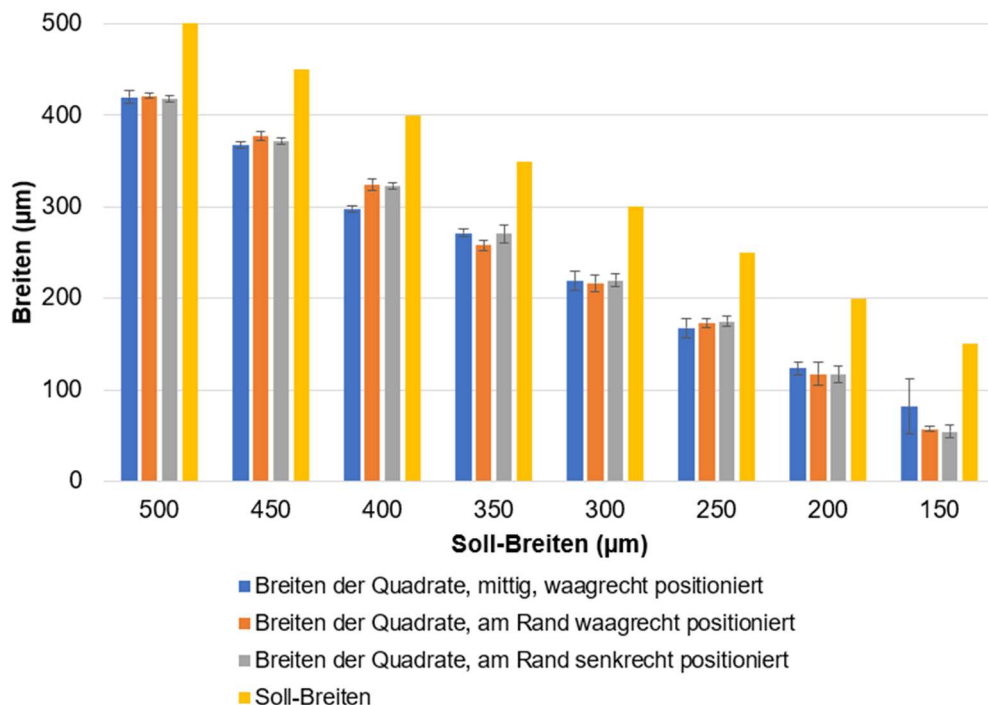


Abbildung 32: Breiten-Diagramm: Vermessen wurden Quader unterschiedlicher Soll-Bemaßung auf Trägerplatten, die in dreifacher Ausführung auf der Bauplattform verteilt waren. Die Breiten der extrudierten Quadrate waren zwischen 150 μm und 500 μm mit einer Höhe von 50 μm bemaßt. Blau entspricht Quadraten, die in *Perfactory* auf einer rechteckigen Trägerplatte mittig mit der Längsachse der Trägerplatte parallel zur x-Achse (entspricht waagrecht) positioniert wurden. Orange stellt das gleiche Konstrukt an den Rand der x-Achse der Bauplattform positioniert dar. Die grauen Balken stellen Quader dar, die mit der Längsseite der Trägerplatte parallel zur y-Achse (entspricht senkrecht) an den Rand der Bauplattform platziert wurden. Die gelben Säulen stehen für die Soll-Bemaßung der Grundfläche der extrudierten Quadrate.

Streifen entlang der z-Achse

Auffällig war, dass sowohl auf Aufnahmen durch das REM als auch auf Aufnahmen durch das Stereomikroskop das x-y-Bild einer Schicht meist aus senkrechten Streifen aufgebaut war. Das heißt, dass meist Voxel-Stränge in der Draufsicht parallel zur y-Achse sichtbar waren und die Begrenzung parallel zur x-Achse (teilweise auch zur y-Achse) sich meist wellenförmig darstellte. Für durchgängige Kanäle war letzteres nicht relevant, da diese möglichst senkrecht zur Bauplattform gedruckt wurden.

Objektausrichtung parallel zu den Pixeln

In Bezug auf die Auflösung eines Objekts aus *E-Shell 600* mit einem $50\ \mu\text{m}$ Schichtaufbau und dem DLP-SLA Drucker mit der Auflösung $47\ \mu\text{m} \times 47\ \mu\text{m}$ in x-y-Richtung dürfte an sich kaum Variation der Auflösung der Objekte durch Ausrichten in verschiedene Raumrichtungen auftreten, da das gedruckte Objekt aus nahezu gleichseitigen Quadern aufgebaut war. Speziell für quadratische Objekte, die aus einer Summe von kleinen Quadern rekonstruiert werden können, könnte angenommen werden, dass diese durch gezielte Ausrichtung entlang der Voxel eine bessere Auflösung erhielten, wobei die Voxel des Druckers parallel zu den Grenzen der Bauplattform ausgerichtet waren (siehe Abbildung 33 A). Die Software *Perfactory* passte sowohl bei nicht parallel zu den Voxel ausgerichteten Quadern, als auch bei parallel zu der Bauplattform ausgerichteten Objekten die Pixeldarstellung für die Begrenzungen eines Objekts durch Graustufen an (siehe Abbildung 33 B). Das erklärt, dass keine Verschlechterung oder Verbesserung der Druckergebnisse im Vergleich zu parallel und nicht parallel zur Bauplattform ausgerichteten Objekten festgestellt werden konnten. Eine Druckreihe bestätigt diese Aussage, indem Trägerplatten mit Geometrien je einmal um 45° in der Draufsicht auf die Bauplattform bezüglich der Außenkante gedreht wurden. Die Stabilität der kleinen, maximal hohen Geometrien auf den Trägerplatten wurde als Referenz herangezogen und zeigte keine Unterschiede zwischen den um 45° gedrehten und den nicht gedrehten Trägerplatten (siehe Abbildung 34). Shallan *et al.* bestätigt diese Aussage mit einem ähnlichen Versuchsaufbau, mit

dem Unterschied, dass bei seinem 3D-Drucker die Pixel im DMD um 45° zur Außenkante der Bauplattform gedreht angeordnet waren [84].

Im Gegensatz dazu sahen Gong *et al.* und Riahi *et al.* einen Vorteil in der Anpassung ihrer Objektausrichtung parallel zu den Voxel auf der Bauplattform im Hinblick auf die bessere Darstellung der Form der gedruckten Objekte [76, 113].

Da bei der Platzierung der Objekte in der Software *Perfactory* nicht nachvollziehbar war, wo auf der Bauplattform ein Pixel anfang und endete, war es auch nicht nötig die Konstrukte durch ein Vielfaches von $50\ \mu\text{m}$ in Breite und Länge zu gestalten, ganz im Gegensatz zu den Höhen, die durch den Motor für *E-Shell 600* mit $50\ \mu\text{m}$ automatisch festgelegt wurden. Wegen der Software *Perfactory* sahen einzelne, gleich bemaßte und ausgerichtete Geometrien im Belichtungs-Bild immer etwas unterschiedlich aus (siehe Abbildung 33).

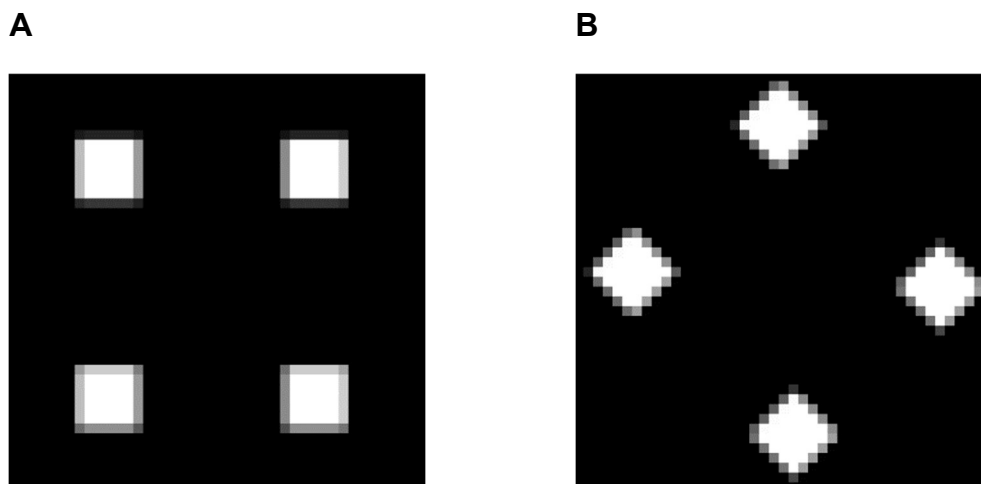


Abbildung 33: Ausschnitt eines Belichtungsbildes aus dem *Perfactory Job Inspector*. Weiße und graue Pixel stellen die belichteten Flächen dar, schwarze die unbelichteten. Ein Pixel entspricht circa $50\ \mu\text{m}$ in Länge und Breite. **A:** Parallel zur Bauplattform ausgerichtete Quadrate der Soll-Bemaßung $300\ \mu\text{m}$. **B:** Um 45° zu einer Außenkante der Bauplattform in der Draufsicht auf die Bauplattform gedrehte Quadrate der Soll-Bemaßung $300\ \mu\text{m}$.

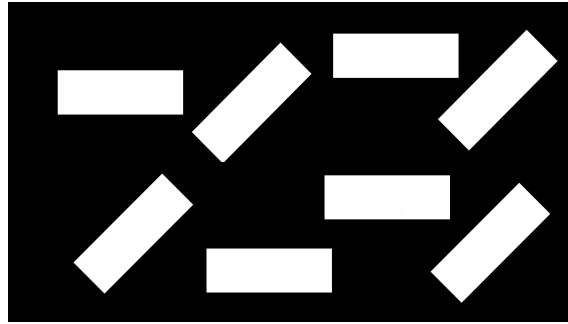


Abbildung 34: Aufnahme eines kompletten Belichtungsbildes aus dem *Perfactory Job Inspector* mit 1920×1080 Pixeln: Weiße und graue Pixel stellen die belichteten Flächen dar, schwarze die unbelichteten. Es sind acht Trägerplatten für Geometrien dargestellt, vier davon sind um 45° zu den Außenkanten der Bauplatzform in der Draufsicht gedreht. Die Bemaßung der Objekte beträgt 7 mm auf 20 mm.

Um generell reproduzierbare Drucke zu gestalten, wurde eine zu den Kanten der Bauplatzform parallele und gleichmäßig verteilte Anordnung der Objekte auf der Bauplatzform favorisiert. Wenn mehrere Objekte gedruckt wurden, wurden diese in einem gewissen Abstand voneinander auf der Bauplatzform gedruckt, da ansonsten nicht genug Harz für die nächste Schicht nachfließen konnte. Der Abstand der Objekte voneinander wurde größer gewählt, umso größer die Objekte waren, damit ausreichend ungehärtetes Harz zwischen den einzelnen Belichtungen nachfließen konnte. Genauso empfahl es sich Aussparungen in Objekte einzufügen, bei denen ansonsten Hohlräume während des Bauprozesses entstanden, somit wurde der Vakuumeffekt und das Ablösen des Objekts von der Bauplatzform während des Bauvorgangs vermieden. Insgesamt konnte die Ausrichtung von Bedeutung sein, um Oberflächenrauigkeit innerhalb eines Objekts zu beeinflussen [51] oder den Abfluss von ungehärtetem Harz am oder im Objekt zu gewährleisten. Ebenfalls für die mechanischen Eigenschaften eines Objekts ist die Ausrichtung des Schichtaufbaus von Bedeutung [119]. Letzteres wurde individuell für jedes Objekt und jeden Bauauftrag eingeschätzt.

4.4 Untersuchung der Geometrien

In diesem Abschnitt wurden Geometrien mit dem Ziel, diese als Mischstrukturen in Kanäle zu integrieren, untersucht. Außerdem dienten Geometrien in einem größeren Format als Basiselement für den Druck von Kanälen, diese wurden als Quader, Trägerblock oder Blockstruktur bezeichnet.

4.4.1 Form und Bemaßung der Geometrien

Besonders interessant waren kleine Geometrien, da diese auch in einen Kanal hineingedruckt werden könnten. Die Geometrien wurden mit der Grundfläche eines Quadrats, Kreises oder seitengleichen Dreiecks gedruckt. Ihre Höhe variierte zwischen 50 μm und 2 mm. Die Grundflächenbemaßung lag zwischen maximal 2 mm und minimal 150 μm . Alle Strukturen wurden auf eine 2 mm dicke, rechteckige Trägerplatte senkrecht extrudiert in den Raum gedruckt. Untersucht wurde die Abweichung der gedruckten Strukturen von ihrer Sollbemaßung und ihrer vorgegebenen Form.

Form

Bei Begutachtung der Form der Geometrien fiel auf, dass diese abgerundet gedruckt wurden. Bei kleinen Geometrien mit der Grundfläche eines Quadrats oder seitengleichen Dreiecks führte dies bis zur Unkenntlichkeit der gedruckten Form. Die Objekte nahmen eine ovale Kontur an (siehe Abschnitt 4.1, Abbildung 25 A). Bei Quadraten einer Schichthöhe von 50 μm war dies der Fall ab einer Grundflächenbemaßung von 150-200 μm und bei seitengleichen Dreiecken ab einer Grundflächenbemaßung von 250-300 μm . Ong *et al.* machte ähnliche Beobachtungen bezüglich der Abrundung von sehr kleinen Geometrien, wobei er mit einem SLA-Gerät druckte [126]. Andersen *et al.* konnte diesen Effekt allgemein für ein gedrucktes Objekt eines DLP-SLA Druckers feststellen [70]. Ebenso konnte beobachtet werden, dass sich die Geometrien mit zunehmender Höhe verjüngten, was durch Geometrien gleicher Grundbemaßung und kleiner werdenden Höhen in der Draufsicht nachgewiesen werden konnte und in Abbildung 35 dargestellt ist. So wurden die gemessenen Grundflächen der Geometrien mit geringerer Höhe größer.

Um die Messungen auf ihre Reproduzierbarkeit zu überprüfen, wurden Quader gleicher Grundbemaßung von 2000 μm und variierenden Höhen herangezogen und diese jeweils drei Mal gedruckt, um die Grundflächen zu vermessen, dies ist in Abbildung 36 dargestellt. Die Zunahme der Grundbemaßung bei Verringerung der Höhen der Quader konnte hier nicht mehr eindeutig dargestellt werden, die

Tendenz war jedoch trotzdem vorhanden. Der Grund dafür könnte die relativ große Dimension von 2 mm Grundbemaßung im Zusammenhang mit einem verbesserten Baustil der Software *Perfactory* sein. Der Baustil nannte sich Mikrodruck, der speziell für kleine Strukturen entwickelt wurde. Bei großen Objekten wurde allgemein kein großer Unterschied erwartet, denn diese stimmten mit den Bauvorgaben nahezu überein. Auf das Verjüngen von kleinen Geometrien unter 2 mm Grundbemaßung kann trotzdem hingewiesen werden, da auf stereomikroskopischen Aufnahmen bereits optisch die Verjüngung der Geometrien feststellbar war (siehe Abbildung 28 A). Es liegt nahe anzunehmen, dass besonders die Baustile, die die Pixelbeleuchtung der Schichten einer Geometrie vorgaben, den Effekt der Verjüngung der Geometrien beeinflussten.

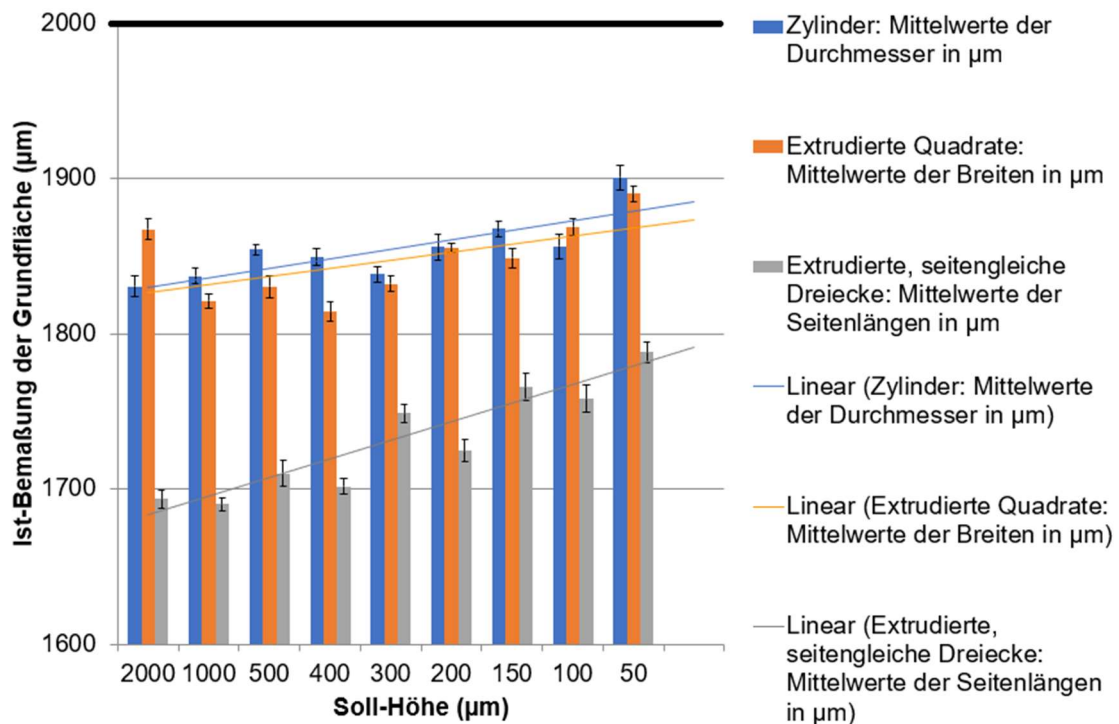


Abbildung 35: Ist-Bemaßung der Grundfläche zu Soll-Höhe-Diagramm: Dargestellt ist die Ist-Bemaßung der Grundfläche als Mittelwert mit Stichprobenstandardabweichung in Form des Messfehlers. Bei einer Soll-Bemaßung der Grundfläche von 2000 µm. Blaue Balken repräsentieren den Kreis als Grundfläche, orange Balken Quadrate und graue Balken seitengleiche Dreiecke. Die zugehörigen linearen Trendlinien sind ebenfalls dargestellt (entspricht Linear). Dem Diagramm kann entnommen werden, dass bei allen drei Geometrieformen (Grundform: Kreis, Quadrat, seitengleiches Dreieck) mit abnehmender Höhe die Ist-Bemaßung der Grundfläche größer wird und dass die seitengleichen Dreiecke als Grundform insgesamt am wenigsten der vorgegebenen Soll-Bemaßung der Grundfläche entsprechen.

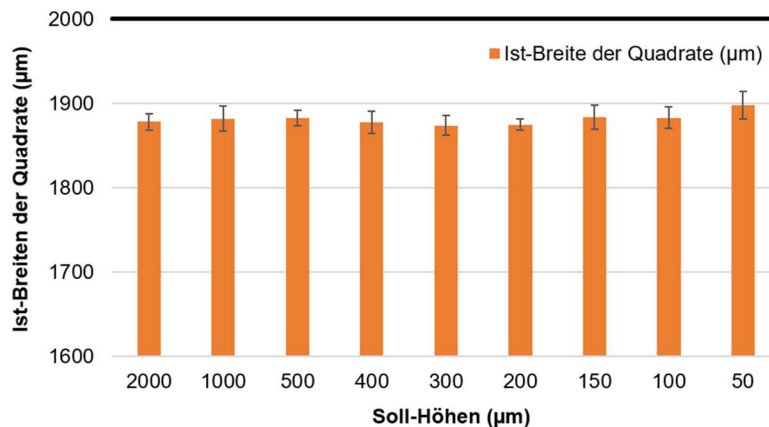


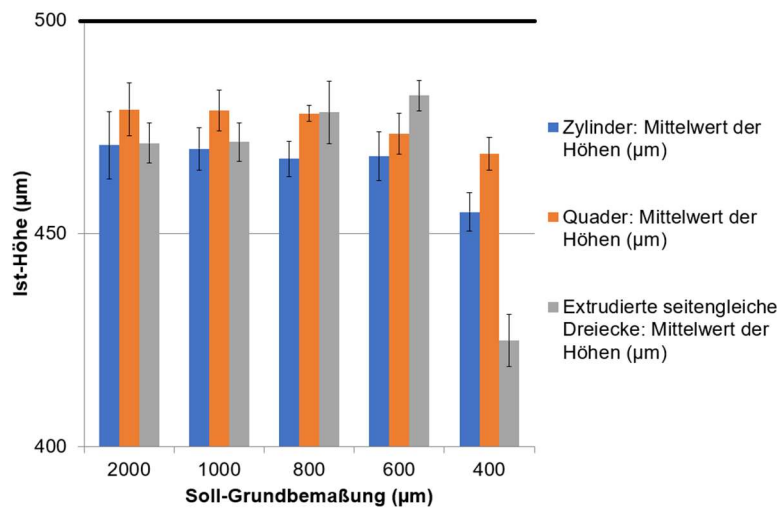
Abbildung 36: Soll-Höhen zu Ist-Breiten-Diagramm: Dargestellt ist die Ist-Bemaßung der Grundfläche als Mittelwert mit Stichprobenstandardabweichung als Messfehler in Form von orangen Balken. Die Soll-Bemaßung der Grundfläche ist für alle Quader mit 2000 µm vorgegeben. Bemaßt wurden je drei verschiedene Trägerplatten mit den gleichen Geometrien. Dem Diagramm kann entnommen werden, dass die Ist-Bemaßung der Grundfläche mit niedriger Höhe der Geometrie leicht ansteigt.

Vergleich von Ist-Bemaßung zu Soll-Bemaßung

Des Weiteren konnte durch Messungen gezeigt werden, dass die Ist-Bemaßung der Höhe oder Grundfläche immer kleiner waren als die Soll-Bemaßung. Auch stellte sich dar, dass je kleiner die Höhen wurden, der Ist-Wert umso mehr prozentual gesehen vom Soll-Wert in negativer Richtung abwich. Besonders ausgeprägt war diese Beobachtung ab einer Grundfläche von 400 µm, wie in Abbildung 37 deutlich erkennbar ist. Genauso verhielt es sich bei der Grundbemaßung der Geometrien. Auch diese wichen prozentual gesehen in ihrer Ist-Bemaßung umso mehr von ihrer Soll-Bemaßung in negativer Richtung ab, je kleiner ihre Grundflächen wurden (siehe Abbildung 38). Bei den Geometrien mit seitengleichen Dreiecken als Grundfläche waren alle genannten Eigenschaften am extremsten ausgeprägt. Ein Grund hierfür könnte das verminderte Volumen der Geometrie im Vergleich zu extrudierten Quadraten und Zylinder bei gleicher Soll-Bemaßung der Grundform darstellen oder auch die Form der Geometrie selbst. Dieses Verhalten ist in Abbildung 39 veranschaulicht. Sowohl die Belichtungsbilder für die Grundbemaßung von 400 µm der verschiedenen Geometrien als auch der Flächeninhalt für die Grundflächen bestätigten diesen Effekt. Es wurden für ein Quadrat beispielsweise 49 weiße und 32 graue ($160.000 \mu\text{m}^2$), für einen Kreis 41 weiße und 31 graue ($125.660 \mu\text{m}^2$) und für ein seitengleiches Dreieck nur 16

weiße und 26 graue ($69.282 \mu\text{m}^2$) Pixel gezählt. Absolut gesehen kann Abbildung 37 und Abbildung 38 entnommen werden, dass die fehlende Grundbemaßung und Höhe immer ähnlich schien, allerdings ab einem Wert von $400 \mu\text{m}$ Grundbemaßung größere Schwankungen auftraten.

A



B

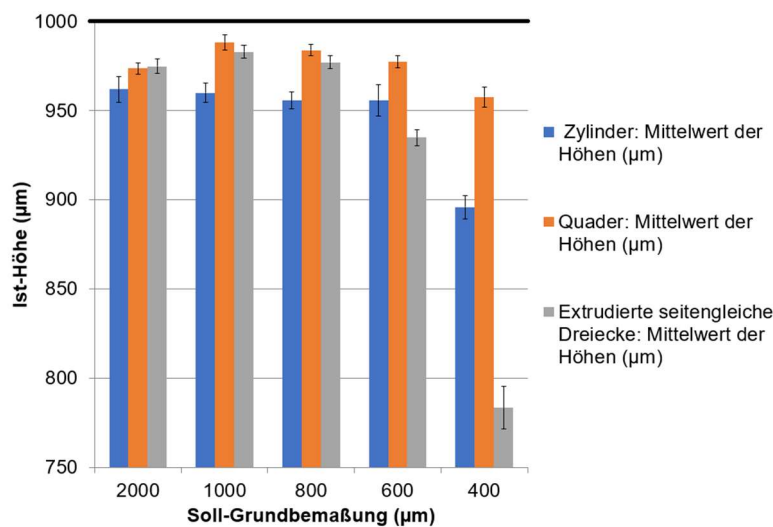


Abbildung 37: Ist-Höhe zu Soll-Grundbemaßung-Diagramme: **A:** Es werden die gemessenen Höhen als Mittelwert mit Messfehler in Form der Stichprobenstandardabweichung dargestellt für verschiedene Soll-Durchmesser, -Breiten und -Seitenlängen der extrudierten Grundformen (Kreis entspricht blauer Balken, Quadrat entspricht oranger Balken, seitengleiches Dreieck entspricht grauer Balken). Die Soll-Höhe beträgt $500 \mu\text{m}$. Dem Diagramm kann entnommen werden, dass die Höhen der verschiedenen Geometrien gleichmäßig gut wiedergegeben wurden, allerdings kleiner als erwartet. Ab einer Soll-Grundbemaßung von ca. $400 \mu\text{m}$ wurde die Höhe der Objekte ausgeprägt geringer gedruckt als zuvor. **B:** Analog zu **A**, wobei die Soll-Höhe $1000 \mu\text{m}$ betrug. Es zeigte sich ebenso, dass ab $400 \mu\text{m}$ Grundbemaßung die Höhe erheblich kleiner gedruckt wurde als bei größeren Grundbemaßungen.

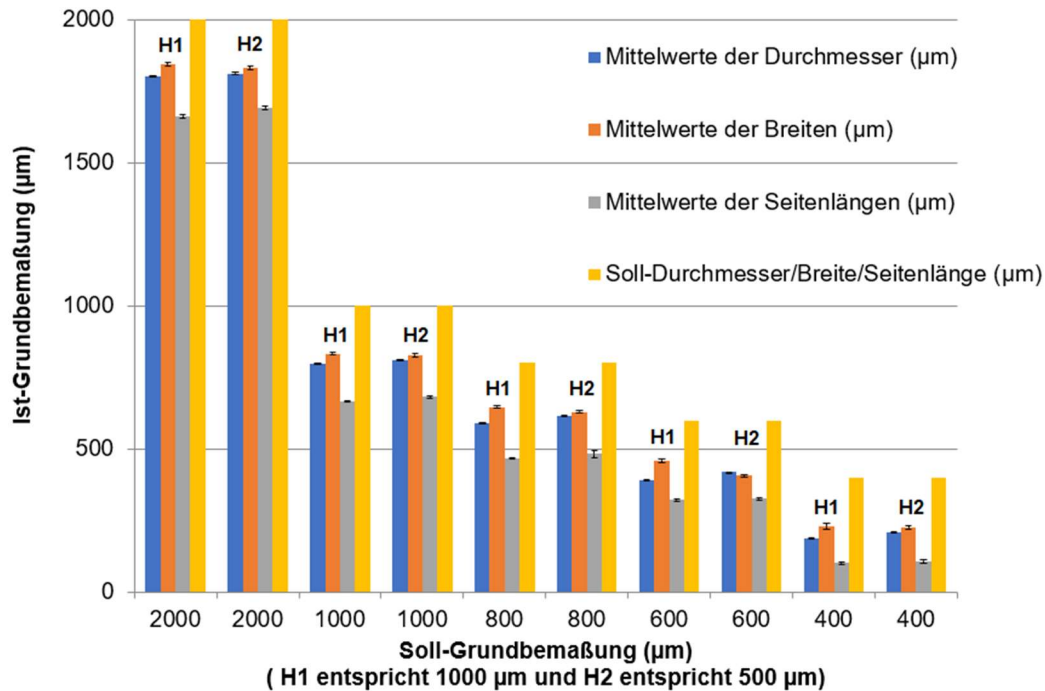


Abbildung 38: Ist-Soll-Diagramm für die Grundbemaßung verschiedener Geometrien (Kreis, Quadrat und seitengleiches Dreieck) bei einer Höhe von 1000 µm (entspricht H1) und einer Höhe von 500 µm (entspricht H2): Die Ist-Grundbemaßungen sind als Mittelwerte mit Stichprobenstandardabweichungen als Messfehler angegeben. Blau steht für die Zylinder, orange für die extrudierten Quadrate und grau für die extrudierten, seitengleichen Dreiecke. Als gelber Balken ist die Soll-Bemaßung der Grundfläche aufgetragen. Das Diagramm stellt dar, dass, egal ob 1000 µm oder 500 µm Höhe, umso kleiner die Soll-Bemaßung der Grundflächen der Geometrien werden, desto kleiner werden diese prozentual gesehen gedruckt. Wobei festgestellt werden kann, dass der Fehler absolut gesehen bei jeder Grundbemaßung und für jede Geometrieform ähnlich groß ist. Kreise als Grundfläche weichen zwischen 182 µm und 212 µm vom Soll-Wert ab, Quadrate als Grundfläche zwischen 141 µm und 193 µm und dreieckige Grundflächen zwischen 275 µm und 338 µm.

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu kontrollieren, wurden die Trägerplatten mit den extrudierten Quadraten und seitengleichen Dreiecken als Grundflächen mit einer Soll-Höhe von 1000 µm noch je drei Mal gedruckt und vermessen, wobei die Soll-Bemaßungen der Grundflächen variierten. Abbildung 40 und Abbildung 41 fassen die Ergebnisse zusammen. Diese Drucke und Messungen bestätigen die Annahmen, dass die Geometrien immer um ein ähnliches Maß kleiner gedruckt wurden als ihre Sollwerte, und dass Dreiecke als Grundfläche generell noch mehr von ihrer Soll-Bemaßung abweichen als Quadrate. Die Werte für extrudierte, seitengleiche Dreiecke einer Grundbemaßung von 400 µm konnten nur von einer Geometrie gemessen werden, da auf den anderen zwei Trägerplatten die Geometrien umgeknickt waren. Anhand von Rechnungen zeigte sich, dass die absolute Abweichung für die jeweilige Geometrie-Form immer eine

ähnliche Dimension bemaß. Dazu wurden die aus den Messungen ermittelten Mittelwerte einer gleichen Geometrie-Form von der jeweiligen Soll-Bemaßung subtrahiert und aus den Ergebnissen wurde wiederum der Mittelwert und die Stichprobenstandardabweichung gebildet.

Für Quadrate als Grundfläche betrug die Abweichung im Mittel $142\ \mu\text{m}$ mit einer Stichprobenstandardabweichung von $5\ \mu\text{m}$, was ein bis zwei Pixeln pro Kante entsprach und für Dreiecke im Mittel $249\ \mu\text{m}$ mit einer Stichprobenstandardabweichung von $19\ \mu\text{m}$, was zwei bis drei Pixeln pro Kante entsprach (diese Werte ergeben sich aus den Messung von Abbildung 40). Eine ähnliche, absolute Abweichung für Geometrien stellte wie in Abschnitt 4.1 bereits beschrieben Shallan *et al.* für Quader fest [84]. Für die Höhen waren die Absolutwerte für die Abweichung für Quadrate als Grundfläche im Mittel $17\ \mu\text{m}$ mit einer Stichprobenstandardabweichung von $3\ \mu\text{m}$ und für seitengleiche Dreiecke als Grundfläche (ausgenommen der Höhe für $400\ \mu\text{m}$, wegen der starken Abweichung) im Mittel $35\ \mu\text{m}$ mit einer Stichprobenstandardabweichung von $13\ \mu\text{m}$. Damit wurden die Höhen fast getreu den Vorgaben des Bauauftrags wiedergegeben.

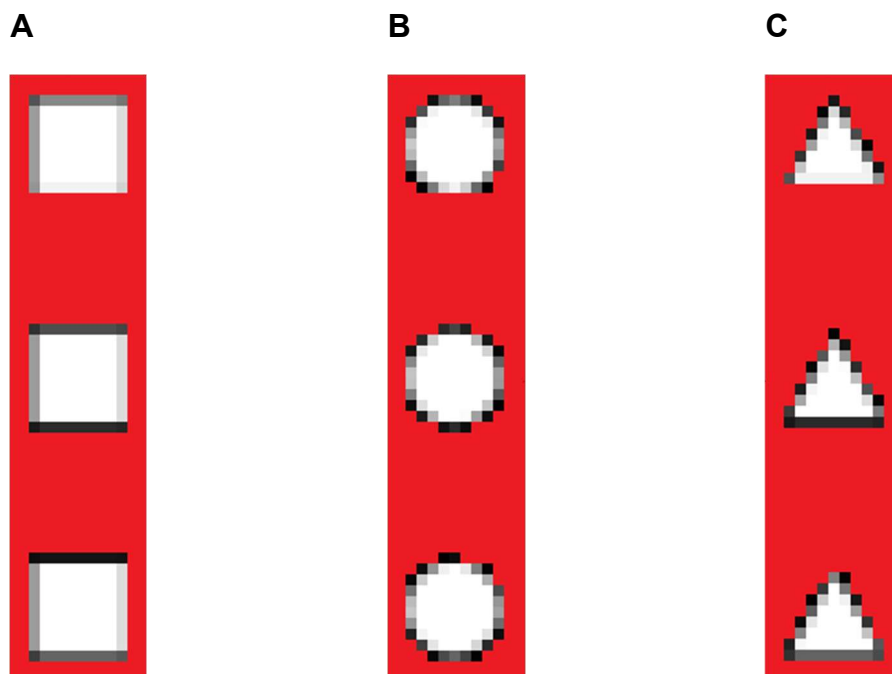


Abbildung 39: Aufnahmen aus dem *Perfactory Job Inspector*. Weiße und graue Pixel stellen die belichteten Flächen dar. Der ursprünglich schwarze, unbelichtete Hintergrund wurde zur besseren Darstellung rot unterlegt. Ein Pixel entspricht circa $50\ \mu\text{m}$ in Länge und Breite. **A:** Positive Quadrate einer Schicht, der Bemaßung $400\ \mu\text{m}$. **B:** Positive Kreise einer Schicht, der Bemaßung $400\ \mu\text{m}$. **C:** Positive Dreiecke einer Schicht, der Bemaßung $400\ \mu\text{m}$.

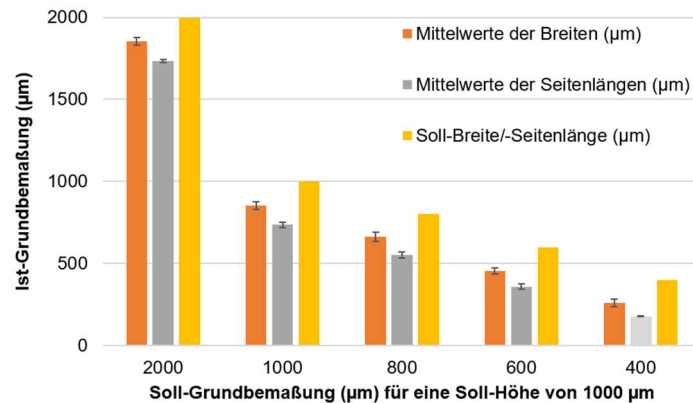


Abbildung 40: Ist-Soll-Diagramm für die Grundbemaßung verschiedener Geometrien (Quadrat und seitengleiches Dreieck) bei einer Höhe von 1000 µm: Die Ist-Grundbemaßungen sind als Mittelwert mit Stichprobenstandardabweichung als Messfehler angegeben. Orange steht für die extrudierten Quadrate und grau für die extrudierten, seitengleichen Dreiecke, die je drei Mal gedruckt und vermessen wurden. Als gelber Balken ist die Soll-Bemaßung der Grundfläche aufgetragen. Dem Diagramm kann bei 1000 µm Höhe entnommen werden: Umso kleiner die Soll-Bemaßung der Grundflächen der Geometrien wird, desto kleiner werden diese prozentual gesehen gedruckt. Wobei der Fehler absolut gesehen bei jeder Grundbemaßung ähnlich groß war, für die extrudierten Quadrate waren die Abweichungen des Mittelwertes vom Soll-Wert zwischen 135 µm und 146 µm und für die extrudierten, seitengleichen Dreiecke zwischen 221 µm und 267 µm. Die Geometrie der Grundbemaßung eines seitengleichen Dreiecks der Soll-Grundbemaßung von 400 µm konnte nur einmal gedruckt und vermessen werden, darum ist dieser Wert in der Tabelle hellgrau hinterlegt.

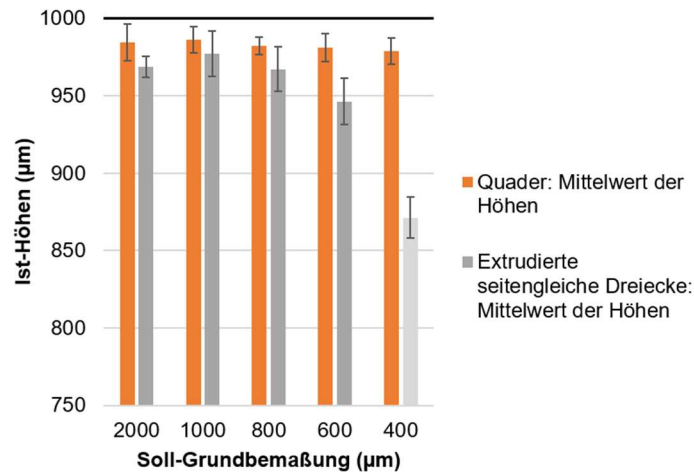


Abbildung 41: Ist-Höhe zu Soll-Grundbemaßung-Diagramm: Es sind die gemessenen Höhen als Mittelwert mit Messfehler in Form der Stichprobenstandardabweichung dargestellt. Die Ergebnisse sind eine Summe der jeweiligen Breiten und Seitenlängen der extrudierten Grundformen, die je drei Mal gedruckt wurden (Quadrat entspricht orangenen Balken, seitengleiches Dreieck entspricht grauen Balken), die Soll-Höhe beträgt 1000 µm. Dem Diagramm kann entnommen werden, dass die Höhen der verschiedenen Geometrien gleichmäßig gut wiedergegeben wurden, die quadratische Grundform weist zwischen 1 % und 2 % Abweichung von der Soll-Dimension auf und die seitengleiche, dreieckige zwischen 2 % und 13 %. Ab einer Soll-Grundbemaßung von ca. 400 µm für die dreieckige Grundform wurde die Höhe des Objekts ausgeprägt kleiner gedruckt, sie entspricht 87 % der Soll-Höhe. Jedoch konnte nur eine Geometrie vermessen werden, da die anderen beiden nach dem Druck umgeknickt waren. Deshalb ist dieser Mittelwert in der Tabelle hellgrau dargestellt.

Die Messungen von Ong *et al.* an SLA-gedruckten Geometrien unterstützten die vorliegenden Ergebnisse und zeigten, dass kleine extrudierte Quadrate zwischen 750 μm und 130 μm Breite und einer Höhe von 200 μm , bei sehr kleinen Geometrien mehr von ihrem Soll-Wert in negativer Richtung abwichen als die größeren [126]. Des Weiteren zeigte sich, dass die Ist-Maße von der Geometrie des gedruckten Objekts abhängig waren. Das heißt, dass ein rechtwinkliges, extrudiertes Dreieck mit je zwei Seitenlängen von 150 μm einen viel größeren nominalen Fehler in negativer Richtung aufwies als eine Geometrie in Form eines extrudierten halben Rings. Der Ring bemaß ebenfalls 150 μm in der Breite und 850 μm für den äußeren Halbkreisumfang. Hinzu kam die Abrundung der Kanten der Geometrien, die ein extrudiertes Dreieck der vorliegenden Bemaßung als dieses unkenntlich machte und dadurch einen ungleichförmigen Zylinder darstellte. Das verdeutlicht, dass alleinstehende positive Strukturen einer Bemaßung nahe der Druckgrenze (von ca. 100 μm bei einer x-y-Auflösung von 63,5 μm und einer z-Auflösung von 50,8 μm) sehr stark von ihrer Soll-Form und Soll-Größe abwichen [126].

4.4.2 Minimale Realisierbarkeit bezüglich der Grundfläche der Geometrien und zugehörige Höhen

Minimale Realisierbarkeit von Geometrien

Die Soll-Bemaßung von 50 μm eines einzelnen Objekts innerhalb einer einzelnen Schicht konnte vom Drucker nicht umgesetzt werden. Mit den automatisch generierten Belichtungsbildern konnten extrudierte Strukturen wie Quadrate und Kreise ab einer Sollbemaßung von 150 μm gedruckt werden. Das entsprach für extrudierte Quadrate drei auf drei manuell bearbeiteten Pixeln und wurde ovalförmig gedruckt. Die Ist-Grundfläche des Quadrats bemaß hierbei ca. 50-100 μm (siehe Abschnitt 4.1). Andererseits konnten längliche, rechteckige Strukturen mit einer Breite von zwei manuell bearbeiteten Pixeln gedruckt werden, was ca. 100 μm Soll-Bemaßung darstellte. Auch einzelne Voxel konnten gedruckt werden, dabei waren die einzelnen Voxel in direktem Kontakt mit zwei Seiten des Voxels an eine größere Struktur gedruckt. Das Erscheinungsbild der einzelnen

Voxel an einem rechteckigen Quader mit gleicher Höhe auf einer Trägerplatte stellte eine Wellenform am Quader dar (siehe Abbildung 42). Möglicherweise floss das Material zwischen den Voxeln nach dem Druck nicht ab. Zudem wurde womöglich durch das Reinigen mit Iso-Propanol nicht ausreichend überflüssiges Harz herausgespült, somit verblieb das Harz und polymerisierte. Andererseits könnte auch der Effekt der Licht-Diffraktion [116] und Polymerisationsverhalten [58] die Wellenform verursacht haben.

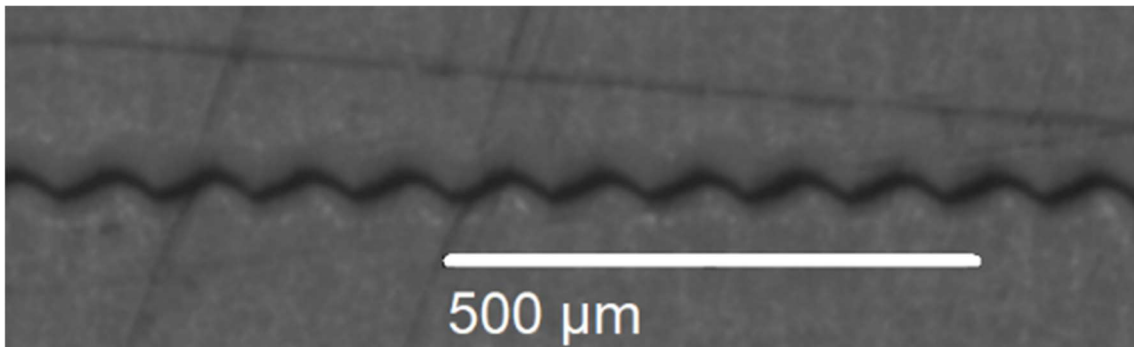


Abbildung 42: Stereomikroskopische Aufnahme eines Objekts aus *E-Shell 600* in der Draufsicht. Die positiven Ausbuchtungen der Welle stellen jeweils einen Voxel dar.

Um die Grenzen der Realisierbarkeit kleiner Geometrien aus dem Material *E-Shell 600* noch genauer festzulegen - insbesondere der maximalen Höhe in Bezug zur Grundfläche - wurden variierende Grundflächen der Geometrien wie Kreis, Quadrat und seitengleiches Dreieck ab der kleinsten Höhe von 50 µm mit steigender Höhe (immer eine Schicht-Höhe mehr) gedruckt. Das Minimum der Grundbemaßung wurde dabei auf 50 µm festgelegt und das Maximum auf 500 µm Breite, Durchmesser und Seitenlänge der Geometrien. Eine Breite von 50 µm konnte theoretisch nur für eine quadratische Geometrie hergenommen werden, da sie der Form eines Voxels entsprach. Diese Geometrie konnte aber wie bereits untersucht vom Drucker nicht prozessiert werden, wurde zur Vollständigkeit aber hinzugenommen. Ab 150 µm Grundbemaßung konnten Quader und Zylinder mit der maximalen Höhe von 50 µm konstant gedruckt werden und extrudierte, seitengleiche Dreiecke konnten ab einer Seitenlänge von 250 µm gedruckt werden. Um eine Geometrie höher als eine Schicht zu drucken, musste die Grundbemaßung vergrößert werden. Daraus ergab sich beispielsweise, dass

extrudierte Kreise und Quadrate ab einer Grundbemaßung von 200 µm bis zu 100 µm hoch realisierbar waren.

Löwa *et al.* realisierte im Durchmesser 0,2 – 2 mm breite Zylinder mit einer Höhe von zehn Mal dem jeweiligen Durchmesser [101]. Damit war die Höhe für eine 200 µm bemaßten Zylinder zwanzig Mal so hoch als in dieser Arbeit. Es wurde das gleiche Fotopolymer (*E-Shell 600* von *EnvisionTEC*) mit einer Auflösung von 100 µm in z-Richtung und ein DLP-SLA Drucker (*Perfactory DSP XL* von *EnvisionTEC*) mit einer Auflösung von 42 µm in x- und y-Richtung angewendet [101]. Einen möglichen Erklärungsansatz könnte die doppelt so hohe Schichtstärke liefern, als die 50 µm, die in dieser Arbeit verwendet wurde. Somit wurde zum einen ein anderer Builtstyle genutzt als auch eine längere Belichtungszeit für den Druck einer Schicht angewendet. Dadurch waren die Grünlinge womöglich stabiler und es konnten genauso kleine, jedoch höhere Geometrien realisiert werden.

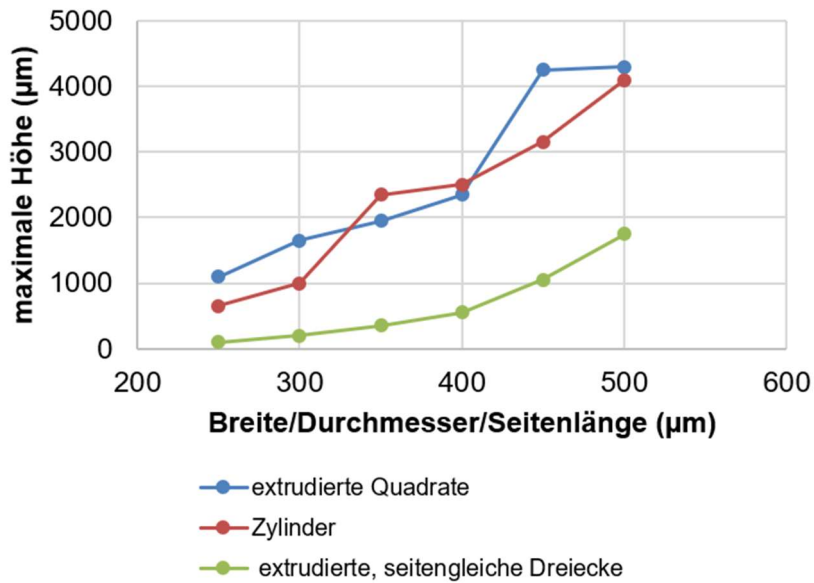
Kleine Grundbemaßung und maximal, zugehörige Höhe

Wegen den vorangegangenen Ergebnissen wurde ab 250 µm Grundbemaßung begonnen die drei verschiedenen Geometrie-Formen (Grundfläche: Quadrat, Kreis und seitengleiches Dreieck) mit sukzessiv vergrößerten Höhen zu drucken. Die Grundbemaßung der Geometrien wurde mit 50 µm Schritten erweitert, so dass Bemaßungen von 250 µm, 300 µm, 350 µm, 400 µm, 450 µm und 500 µm verwendet wurden. Genauso wurden die Höhen der Geometrien durch je eine weitere Schicht von 50 µm sukzessiv erweitert, bis das Maximum der realisierbaren Höhen erreicht war. Das Maximum war erreicht, wenn die Geometrien instabil und schief wurden beziehungsweise abknickten, was mikroskopisch und meist makroskopisch feststellbar war. Aus dem vorliegenden Diagramm in Abbildung 43 A für die maximale Soll-Höhe der Geometrien geht hervor, dass, je größer die Grundbemaßung wurde, desto höher konnten die Geometrien gedruckt werden. Dabei konnten extrudierte Quadrate und Zylinder fast genauso hoch gedruckt werden. Die extrudierten Dreiecke konnten meist weniger als halb so hoch gedruckt werden wie die maximalen Höhen für extrudierte Quadrate oder Zylinder. Ein Grund dafür könnte sein, dass die zu extrudierende Grundform unterschiedliche Flächeninhalte hatte, wie aus Abschnitt 4.4.1 hervorging. Angenommen, der

Flächeninhalt des Quadrats stellt 100 % dar, dann beträgt der Flächeninhalt des Zylinders ca. 75 % und das Dreieck ca. 43 % des Flächeninhalts des Quadrats. Weitere Versuche unterstützen diese Annahme (siehe Abbildung 43 B), indem der Flächeninhalt des Quadrats als Referenz hergenommen wurde und Kreise und seitengleiche Dreiecke mit dem gleichen Flächeninhalt und angepassten Grundbemaßungen konstruiert wurden. Die Ergebnisse der maximal realisierbaren Höhen glichen sich zwar einander an, trotzdem blieb das extrudierte Dreieck die instabilste Figur. Im Mittel waren die Dreieckprismen mit einer 16 % niedrigeren Bemaßung druckbar als die Quader. Ein Grund dafür könnte in der Geometrie des extrudierten Dreiecks liegen. Pan *et al.* beschrieb für verschiedene Geometrieformen mit gleichem Flächeninhalt unterschiedliche Trennkräfte von der Material-Wanne, die während des Bauprozesses auftraten [73]. Dieser Effekt könnte eine Auswirkung auf die unterschiedliche Realisierbarkeit der Grundformen haben. Ein einheitliches Aspektverhältnis konnte für Durchmesser, Seitenlänge oder Breite zu Höhe nicht eruiert werden.

Wenn die Diagramme aus Abbildung 43 vergleichend betrachtet wurden, konnte festgestellt werden, dass die Ergebnisse für die maximalen Höhen von Quadern unterschiedlich waren. Das könnte zum einen von der Nachbehandlung des Gedruckten abhängen, da sich verbogene Geometrien während der Reinigung mit Iso-Propanol wiederaufrichten konnten als auch von der Position der Geometrien auf der Bauplatzform, was sich im nächsten Absatz bestätigte. So waren Geometrien der gleichen Bemaßung in einem Druck regelrecht gedruckt und in einem anderen geknickt (siehe Abbildung 44).

A



B

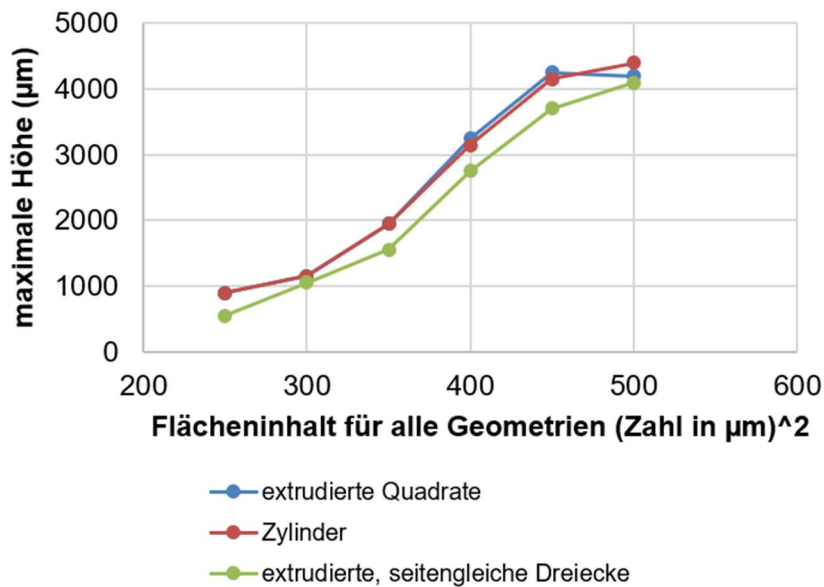


Abbildung 43: A: Soll-Höhe zu Soll-Grundbemaßung-Diagramm: Blau stellen die Maximalwerte der Höhe für extrudierte Quadrate in Abhängigkeit von ihrer Breite dar, rot die Maximalwerte der Höhe für Zylinder in Abhängigkeit von ihrem Durchmesser und grün die Maximalwerte der Höhen für extrudierte, seitengleiche Dreiecke in Abhängigkeit von ihrer Seitenlänge. **B:** Soll-Höhe zu Soll-Flächeninhalt-Diagramm: Blau stellen die Maximalwerte der Höhe für Quadrate in Abhängigkeit von ihrem Flächeninhalt dar, rot die Maximalwerte der Höhe für Zylinder in Abhängigkeit von ihrem Flächeninhalt und grün die Maximalwerte der Höhen für extrudierte, seitengleiche Dreiecke in Abhängigkeit von ihrem Flächeninhalt.

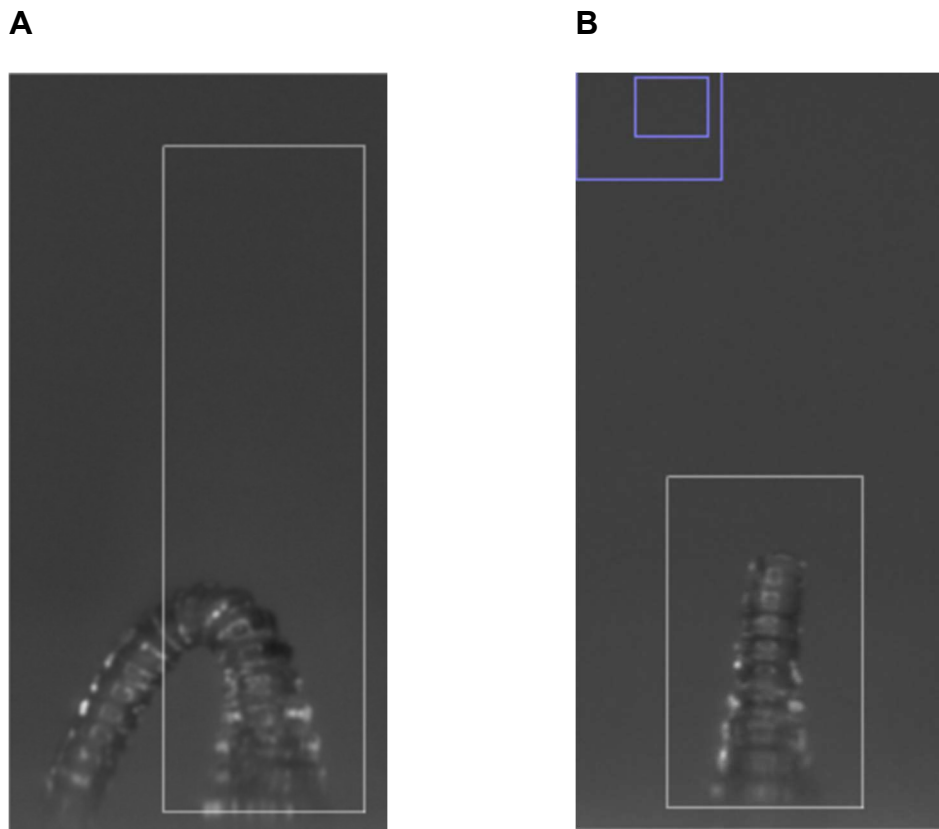


Abbildung 44: Stereomikroskopische Aufnahmen. Es wurden weiße Kästen hinzugefügt, die die Sollgrößen in der Seitenansicht der Zylinder wiedergeben. **A:** Abgeknickter Zylinder, 300 μm Soll-Durchmesser und 1000 μm Soll-Höhe. **B:** Schiefer Zylinder, 300 μm Soll-Durchmesser und 500 μm Soll-Höhe.

Um zu evaluieren inwiefern die Ergebnisse aus Abbildung 43 B an drei verschiedenen Tagen reproduzierbar waren, wurden die angenommenen Soll-Parameter für maximale Höhen in Abhängigkeit von der Grundbemaßung, die im Diagramm angegeben sind, wiederholt gedruckt. Das ergab je sechs unterschiedlich bemaßte Geometrien pro Grundform, die sich jeweils in 20-facher Ausführung auf den Trägerplatten befanden. Jede unterschiedliche Geometrie wurden jeweils um 50 μm höher und 50 μm verringert und ebenfalls 20 Mal konstruiert. Somit ergab sich ein Bauauftrag für diese Druckreihe von neun Trägerplatten mit je 120 Geometrien (runde, quadratische und seitengleich-dreieckige Grundformen und je zwei Grundbemaßungen von 250 (300) μm^2 , 350 (400) μm^2 oder 450 (500) μm^2 befanden sich auf einer Trägerplatte mit je einer der drei Höhenparameter). Dieser Bau-Job wurde an drei verschiedenen Tagen mit der gleichen

Platzierung der Trägerplatten im Bauraum gedruckt (siehe Abbildung 45 und Tabelle 5) und im Anschluss ausgewertet. Unterschieden wurde hierbei nach umgeknickt, schief, abgerissen oder nach den Bauvorgaben gedruckt.

Die Beobachtungen ergaben, dass die Annahmen aus Abbildung 43 B sich als reproduzierbar erwiesen. Es konnten von 20 Geometrien der gleichen Bemaßung und Grundform je 17-20 nach den Bauvorgaben gedruckte Geometrien gezählt werden (siehe weiße Felder in Tabelle 5 und Tabelle 6). Das Ergebnis wird in Tabelle 6 für alle Begutachtungen zusammengenommen prozentual dargestellt. Es konnten 87-100 % der Geometrien regelgerecht gedruckt werden. Aus der Zählung herausgenommen wurden die Reihen an Geometrien, die nahe dem Rand der Bauplattform gedruckt wurden (siehe gelbe Felder für den Rand der Bauplattform entlang der y-Achse, blaue Felder für den Rand der Bauplattform entlang der x-Achse). Es war auffällig, dass die Geometrien, die am Rand der Bauplattform platziert waren, vermehrt umgeknickt und schief waren. Dieses Umknicken wurde durch einen geometrieunabhängigen Prozess hervorgerufen.

Die neue Erkenntnis relativierte die Aussagekraft der vorherigen Messungen insoweit, dass eventuell von zu geringen, druckbaren Höhen für die Geometrien ausgegangen wurde, wenn diese am Rand der Bauplattform platziert gedruckt worden waren.

Eine Folgerung aus dieser Erkenntnis war auch, dass, wenn eine reproduzierbare, maximal hohe Geometrie kleiner Grundbemaßung prozessiert wird, diese optimalerweise zentral auf die Bauplattform in der Software *Perfactory* zu platzieren ist, da ansonsten die Ergebnisse verfälscht werden könnten. Der Grund für diesen Effekt könnte das Nachfließen ungehärteten Harzes in der PSA-Wanne sein. Das Harz floss nach jeder neuen Schicht vom Rand der PSA-Wanne in Richtung Mitte der PSA-Wanne nach, bis das Level des Harzes in der ganzen Wanne wieder auf einem gleichen Niveau war. Somit tangierte das ungehärtete Harz bei jeder neuen Schicht die dünnen, stabförmigen Geometrien am Rand einer Trägerplatte. Das betraf vor allem die Trägerplatten, die am Rand der Bauplattform platziert waren. Besonders waren die stabförmigen Geometrien am

Rand der y-Achse der Bauplattform betroffen, da hier das Harz einen längeren Weg bis zur Mitte der PSA-Wanne zurücklegen musste. Die zentraleren, stabförmigen Geometrien wurden dabei von den außenliegenden geschützt. Hinzu kommt, dass dieser Effekt wahrscheinlich durch eine größere Füllmenge ungehärteten Harzes in der PSA-Wanne oder durch das gleichzeitige Drucken voluminöser Strukturen verstärkt auftreten könnte.

Pan *et al.* beschrieb ebenfalls Kräfte (Tangentiale Kraft, Scherkraft entlang der x-Achse, Trennkraft entlang der y-Achse), die auf extrudierte Quadrate während dem Druckprozess als auch während der Nachbehandlung einwirkten und damit die Realisierbarkeit kleiner Geometrien einschränkten [73]. Sun *et al.* geht davon aus, dass dünne Schichten vorteilhaft sind, um Geometrien mit einem großen Aspektverhältnis zuverlässig zu drucken [116]. Die Wissenschaftler druckten zylinderförmige Geometrien, von 30 μm Durchmesser und 1000 μm Höhe mit einem μSLA -Drucker mit einer DLP-Einheit und einer Schichthöhe von 5 μm , was einem Aspektverhältnis von 33:1 entspricht [116]. Im Gegensatz dazu realisierte Löwa *et al.* (wie bereits weiter oben im Abschnitt erwähnt) Geometrien mit einem Aspektverhältnis von 10:1 und einer Schichthöhe von 100 μm [101]. Der Zylinder bemaß im Durchmesser 200 μm mit einer Höhe von 2000 μm . Im Vergleich - ein in dieser Arbeit realisierter Zylinder mit 300 μm Durchmesser und 2000 μm Höhe - entspricht einem Aspektverhältnis von circa 6:1. Die Geometrien wurden mit einer Schichthöhe von 50 μm gedruckt. Das lässt vermuten, dass die unterschiedliche Realisierbarkeit von Geometrien mit einem großen Aspektverhältnis zusätzlich von anderen Faktoren abhängt als der Schichthöhe. Gründe könnten beispielsweise die Zusammensetzung der Harze, das Polymerisationsverhalten, die unterschiedlichen CAD-Programme, Belichtungszeiten und Druckanordnung darstellen.

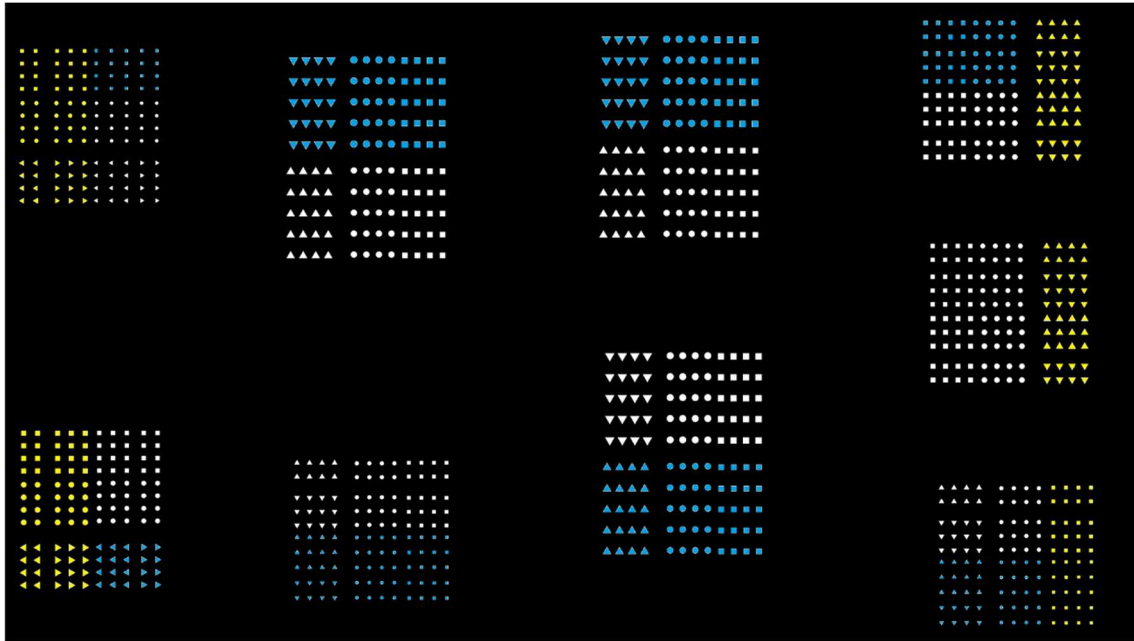


Abbildung 45: Anordnung der neun Trägerplatten mit je 120 Geometrien auf einem Belichtungsbild aus dem *Perfactory Job Inspector*. Die Bemaßung der gesamten Bauplattform beträgt ca. 90 mm auf 50 mm. Farblich dargestellt sind nur die Geometrien, die entsprechend der Tabelle 5 und Tabelle 6 entlang des Randes der Bauplattform angeordnet sind. Diese sind entlang der x-Achse mit blauer Farbe und entlang der y-Achse mit gelber Farbe hervorgehoben. Die restlichen Geometrien werden weiß wiedergegeben.

Tabelle 5: Soll-Höhen (μm) der stabförmigen Geometrien der verschiedenen Grundflächen von Quadraten, Kreisen und Dreiecken aus Abbildung 43 B, zum einen um $50 \mu\text{m}$ in ihrer Höhe verkürzt, zum anderen um $50 \mu\text{m}$ verlängert. Blaue Felder entsprechen den Geometrien, die nahe dem Rand der Bauplattform entlang der x-Achse gedruckt wurden und gelbe Felder entsprechen den Geometrien, die nahe dem Rand der Bauplattform entlang der y-Achse gedruckt wurden. Blau-gelbe Felder stellen eine Überschneidung der beiden Achsen dar.

(Breite) ² (μm) ²	Quadrat -50 μm	Quadrat Höhe	Quadrat +50 μm	Kreis -50 μm	Kreis Höhe	Kreis +50 μm	Dreieck -50 μm	Dreieck Höhe	Dreieck +50 μm
250	850	900	950	850	900	950	500	550	600
300	1100	1150	1200	1100	1150	1200	1000	1050	1100
350	1900	1950	2000	1900	1950	2000	1500	1550	1600
400	3200	3250	3300	3100	3150	3200	2700	2750	2800
450	4200	4250	4300	4100	4150	4200	3650	3700	3750
500	4150	4200	4250	4350	4400	4450	4050	4100	4150

Tabelle 6: Gleicher Aufbau wie Tabelle 5, es werden nicht die Soll-Höhen für die stabförmigen Geometrien dargestellt, sondern diejenigen von 20 Geometrien pro Tag von drei Tagen in ihrer Summe prozentual aufgelistet, welche getreu der Bauaufträge gedruckt wurden. Blaue Felder entsprechen den Geometrien, die nahe dem Rand der Bauplattform entlang der x-Achse gedruckt wurden, gelbe Felder den Geometrien, die nahe dem Rand der Bauplattform entlang der y-Achse gedruckt wurden. Blau-gelbe Felder stellen eine Überschneidung der beiden Achsen dar.

(Breite) ² (μm) ²	Quadrat			Kreis			Dreieck		
	-	0	+	-	0	+	-	0	+
250	75%	8%	67%	88%	25%	87%	100%	90%	100%
300	100%	53%	75%	100%	97%	70%	100%	98%	78%
350	100%	100%	93%	100%	100%	98%	100%	100%	95%
400	47%	98%	90%	60%	95%	90%	40%	53%	40%
450	97%	90%	100%	98%	100%	98%	95%	90%	95%
500	97%	95%	97%	100%	100%	100%	100%	97%	90%

Für die unter Abschnitt 4.4 gestalteten Drucke und Messungen von Geometrien ist zu beachten, dass die Geometrien innerhalb eines senkrechten, geschlossenen Kanals nicht senkrecht auf eine waagrechte Oberfläche gedruckt werden - wie dies in dieser Arbeit untersucht wurde - sondern auf eine senkrechte Oberfläche, die den Kanalwänden entspricht. Die maximale Größe der Geometrien ist innerhalb eines Kanals sowohl durch die Kanalgröße einschränkt als auch auf eine Größe, die ohne Stützstruktur realisierbar ist.

Wenn die Geometrien um 90° gekippt zur Senkrechten in den Raum gedruckt wurden, wurde die Grundform der Geometrien durch die senkrechte Begrenzung der Schichten dargestellt. Das würde die Messungen erschweren und diese damit ungenauer machen, weswegen die Messungen nicht angewendet wurden. Abbildung 46 stellt diesen Effekt dar. Trotzdem konnte festgestellt werden, dass Soll-Höhen von waagrecht gedruckten Geometrien von 50 – 150 μm ohne Stützstrukturen möglich waren, höhere Geometrien wurden nicht gedruckt.

Löwa *et al.* realisierte waagrecht gedruckte Zylinder mit Durchmessern zwischen 0,2 – 0,7 mm und einer Höhe von zehn Mal dem jeweiligen Durchmesser [101]. Es wird angegeben, dass sich die Qualität des waagrecht Gedruckten erheblich verschlechterte im Gegensatz zu senkrecht oder gekippt gedruckten Zylindern [101].

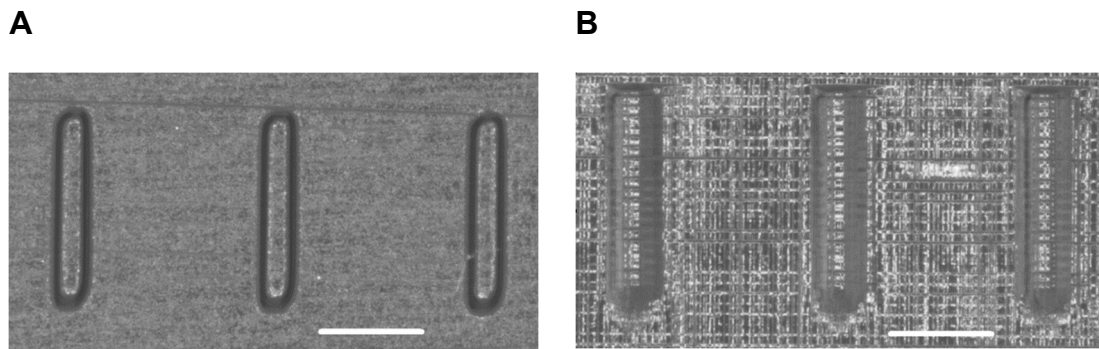


Abbildung 46: Stereomikroskopische Aufnahmen, Messbalken entspricht 500 μm . **A:** Objekte in Draufsicht und in ihrer Höhe senkrecht zur Bauplattform gedruckt. **B:** Die gleichen Objekte wie in **A** in ihrer Höhe waagrecht zur Bauplattform gedruckt.

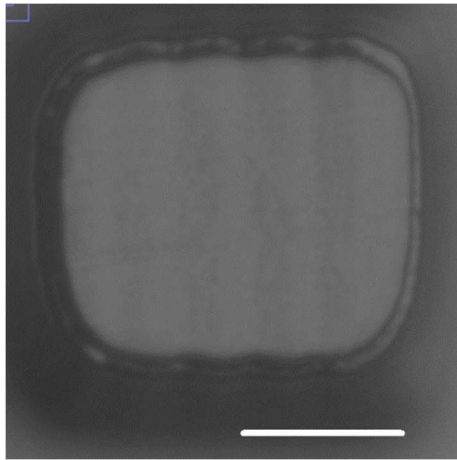
4.4.3 Untersuchung der Geometrien – Vergleich zwischen Aufnahmen des Stereomikroskops und REMs

Um die Messungen an den stereomikroskopischen Aufnahmen zu validieren, wurden REM-Aufnahmen angefertigt. Während der lichtmikroskopischen Untersuchungen stellten vor allem die Verschattungen, die an den stereomikroskopischen Aufnahmen nicht zu vermeiden waren, und auch die Verkippung der Trägerplatten mit den Geometrien, die nicht exakt eingestellt werden konnten, Limitationen dar. Im Gegensatz zu stereomikroskopischen Aufnahmen, bei denen eine selbst konstruierte Halterung notwendig war, um eine Seitenansicht auf die Objekte zu generieren, konnte die Kippung um 90° am REM manuell justiert werden. Die Tiefenschärfe war auf REM-Aufnahmen sehr hoch, wodurch die Verschattungen weitestgehend eliminiert werden konnten (siehe Abbildung 47). Ein Vergleich der Messwerte, der von den REM- bzw. lichtmikroskopischen Aufnahmen angefertigt wurde, zeigte, dass die Höhen der Geometrien am Stereomikroskop im Vergleich zu den Messungen an den REM-Aufnahmen immer zwischen 4 % und 7 % länger gemessen wurden (siehe Abbildung 48). Der Grund des gezeigten Unterschieds könnte in der Mess-Methode liegen. In Aufnahmen durch das Stereomikroskop war der Anfang der ersten Schicht einer Geometrie nicht klar dargestellt. Die erste Schicht verschmolz optisch mit der Trägerplatte, auf der die Geometrien platziert waren, und dadurch fiel möglicherweise die Höhe bezüglich der REM-Aufnahmen generell größer aus, wie dies in Abbildung 47 C

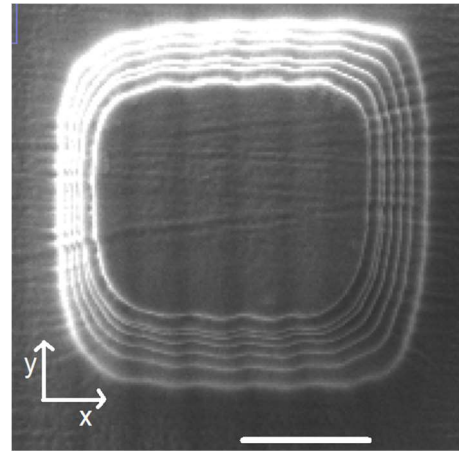
und D dargestellt ist. Beim Vergleich der Aufnahmen in Draufsicht, wobei Kreisdurchmesser, Breiten und Seitenlängen der Geometrien betrachtet wurden, waren keine gleichmäßigen Unterschiede festzustellen (siehe Abbildung 49). Deswegen wurden die zehn einzelnen Messungen für die Grundflächen einer Geometrie, die mittels REM-Aufnahmen und mittels stereomikroskopischer Aufnahmen angefertigt wurden, statistisch einander gegenübergestellt (siehe Abbildung 49). Es wurde ein Student's t-Test durchgeführt und zuvor ein Levine-Test, um die Varianzhomogenität zu prüfen. Grundsätzlich waren die Messungen von den Aufnahmen des Stereomikroskops mit den Messungen von den Aufnahmen des REM zu vergleichen, bis auf eine Ausnahme (# entspricht $p > 0,05$). Da hier keine Varianzhomogenität vorlag, konnte kein Student's t-Test durchgeführt werden. Das Ergebnis des Student's t-Test war, dass die Messungen an stereomikroskopischen und rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen in den meisten Fällen nicht statistisch zu unterscheiden waren (- entspricht $p > 0,05$). Auffällig unterschiedlich waren die Messungen der Grundflächen mit der Bemaßung $500 \mu\text{m}$. Da diese Geometrien aber eine Schichtverschiebung in ihrem Aufbau zeigten ist davon auszugehen, dass die Aufnahmen durch das Stereomikroskop verzerrt abgebildet worden waren und damit die Messungen immer etwas zu klein ausfielen.

Zusammengefasst zeigt der Vergleich, dass stereomikroskopische Aufnahmen als Grundlage für eine Vermessung der Proben geeignet waren. Die Abweichungen ergaben sich nicht durch die Auflösung des Mikroskops, sondern durch die in Abschnitt 3.4 beschriebene Methode der Auswertung der Aufnahmen. Bei wenigen Ausnahmen (* entspricht $p < 0,05$) war dies der Fall und die Ausnahmen waren somit nicht statistisch vergleichbar.

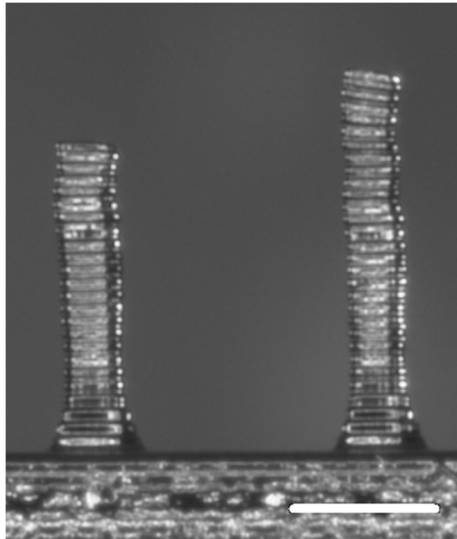
A



B



C



D

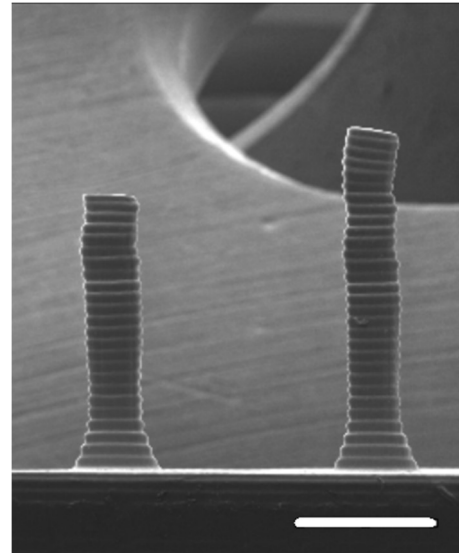


Abbildung 47: Stereomikroskopische (**A** und **C**) und Rasterelektronenmikroskopische (**B** und **D**) Aufnahmen: **A** und **B**: Quadrate als Grundfläche der Geometrien in der Draufsicht. Messbalken entspricht 100 μm . **C** und **D**: Dreiecke als Grundfläche der Geometrien in der Seitenansicht. Messbalken entspricht 500 μm .

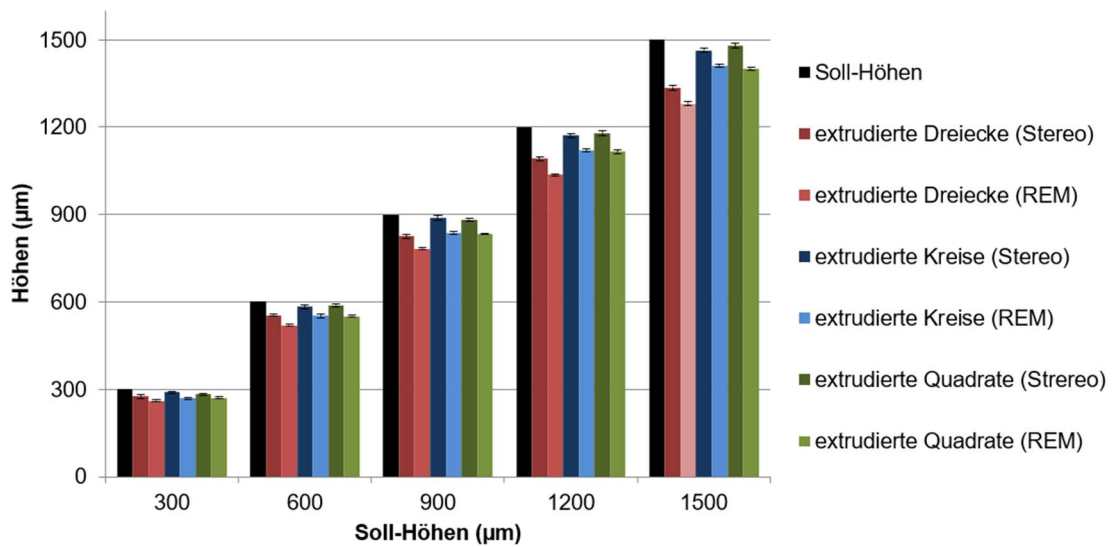


Abbildung 48: Ist-Höhen-Soll-Höhen-Diagramm: Bei einer Soll-Grundbemaßung von 500 µm wurden fünf verschiedene Soll-Höhen sowohl durch Aufnahmen des Stereomikroskops (entspricht Stereo) vermessen als auch durch Aufnahmen des REM.

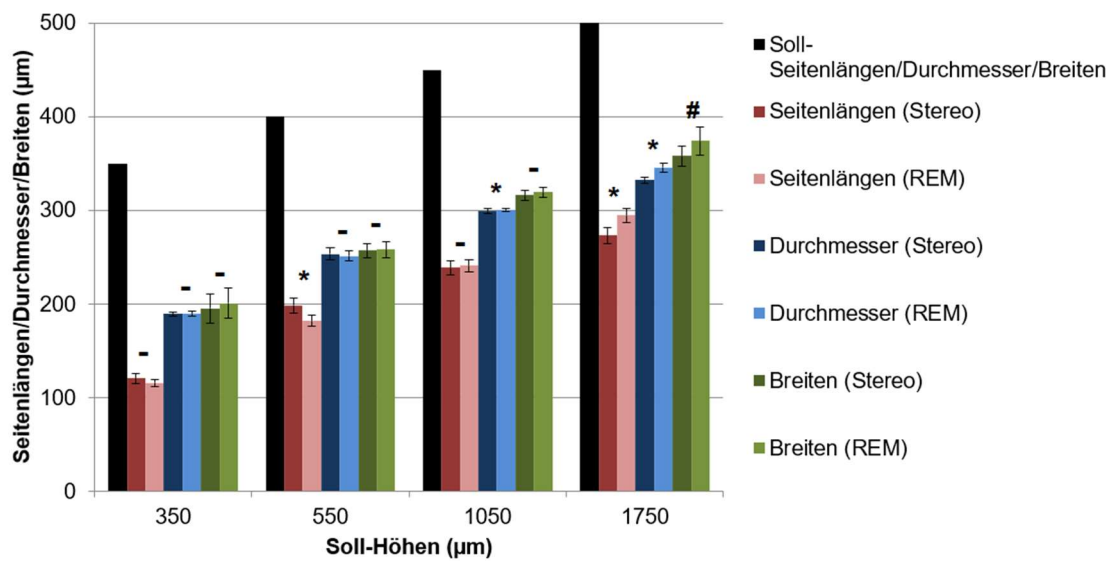


Abbildung 49: Ist-Grundbemaßung-Soll-Höhen-Diagramm: Zu vier verschiedenen Soll-Höhen wurden die zugehörigen Ist-Grundbemaßungen der verschiedenen Geometrien sowohl anhand stereomikroskopischer als auch anhand von REM-Aufnahmen gemessen. Statistische Abkürzungen sind über je zwei Balken der gleichen Grundfarbe dargestellt: - entspricht $p > 0,05$, * entspricht $p < 0,05$, # entspricht $p_L > 0,05$.

4.5 Untersuchung der Kanäle

Kanäle sind wesentliche Elemente eines Druckkopfes für Biodruck. Um durchgängige Kanäle zu kreieren, war es wichtig den Abfluss von ungehärtetem Harz aus diesen während und nach dem Druck zu garantieren. Um die Aufweitung an der Bauplattform zu umgehen, wurde für die Quader, in denen die Kanäle verliefen, eine Stützstruktur entworfen, mit der der Quader möglichst flächige Anhaftung an die Bauplattform hatte und trotzdem das ungehärtete Harz abfließen konnte. Es zeigte sich, dass Kanäle am erfolversprechendsten parallel zur Applikatenachse gedruckt werden konnten. Bei dem Druck eines Kanals parallel zur Bauplattform, verblieb Material im Kanal während des Druckprozesses, polymerisierte an der Kanalwand und konnte dadurch die Kanäle verkleinern oder verstopfen. Dieses Phänomen nennt sich *back side effect* und führt zu einer rauen Oberfläche an der Stelle, wo das zusätzliche Material im Kanal in negativer Richtung der Applikatenachse polymerisiert. Der Effekt entsteht, weil das Licht über die Tiefe einer Schicht hinaus in das Harz penetriert [51, 127]. Das bedeutete beispielsweise, dass ein zur x-Achse parallel gedruckter, 2 mm breiter, runder Kanal oval förmig wurde. Das Harz polymerisierte während des Drucks an der zur PSA-Wanne gerichteten Seite innerhalb des Kanals. Der Effekt ist in Abbildung 50 beispielhaft dargestellt.

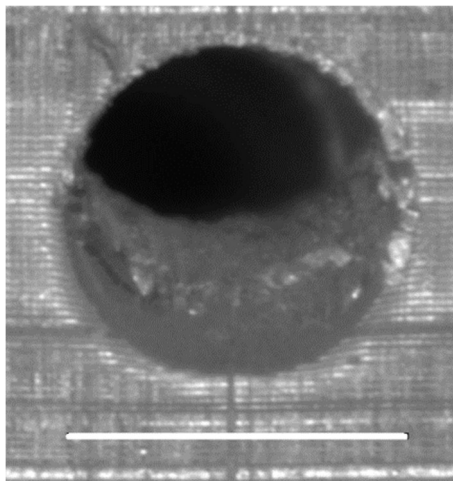


Abbildung 50: Stereomikroskopische Aufnahme eines zur x-Achse parallel gedruckten, im Querschnitt runden Kanals der Soll-Bemaßung 2000 μm . Im unteren Teil des Kanals, der zur PSA-Wanne gerichtet ist, befindet sich überflüssiges, gehärtetes Material, das eine raue Oberfläche generiert und den Kanaldurchmesser verkleinert. Das überflüssige Harz ist durch Streulicht polymerisiert. Messbalken entspricht 2000 μm .

Kanalform, Kanalgrundbemaßung und druckbare Länge der Kanäle

Die Kanalformen, Grundbemaßungen und Längen der Kanäle wurden für die Drucke variiert. Als Kanalformen und Bemaßung wurden wiederum die extrudierten Geometrien jedoch als Hohlform herangezogen. Es wurden Kanäle kreiert, die in ihrer Grundform rund, quadratisch und seitengleich-dreieckig waren. Die Bemaßung der Grundform der Kanäle wurde jeweils mit 2000 μm , 1000 μm , 500 μm , 400 μm , 300 μm , 200 μm und 100 μm für verschiedene Längen gedruckt. Da besonders ab 500 μm die Durchgängigkeit der Kanäle interessant wurde, wurden hier 100 μm Intervalle zur kleineren Kanalgröße gewählt. Die Kanallängen wurden in 1 cm Schritten erhöht und für die maximal notwendige Kanallänge wurde 5 cm festgelegt, da dies als ausreichend für einen Druckkopf erachtet wurde. Das Ziel war es herauszufinden, welche Kanal-Grundbemaßung bei unterschiedlichen Längen und Kanalformen wiedergegeben wurden (siehe Tabelle 7, Tabelle 8 und Tabelle 9). Ob die Kanäle direkt nach dem Druck durchgängig waren, wurde beim Spülen mit Iso-Propanol beobachtet. Des Weiteren wurden die Grundbemaßungen der Kanäle gemessen, wobei plattform-nahe und plattform-ferne Parameter verglichen wurden.

Insgesamt konnte festgestellt werden, dass plattform-nah (VU entspricht von unten gemessen, von der Seite der Bauplattform) die Parameter zwischen 11 – 180 μm für den Kreis als Grundfläche, zwischen 14 – 236 μm für das Quadrat als Grundfläche und zwischen 39 – 243 μm für das Dreieck als Grundfläche kleiner waren als plattform-fern (VO entspricht von oben gemessen, von der Seite der PSA-Wanne). Die errechneten Abweichungen beziehen sich auf die Diagramme in Abbildung 51, dort sind Kanäle einer Grundbemaßung von 1000 μm für Kreise, von 300 μm für Quadrate und von 1000 μm für seitengleiche Dreiecke dargestellt. Die Messung der Grundform der Kanäle, die in Abbildung 51 dargestellt sind, fielen im Allgemeinen zwischen 12 μm und 241 μm größer aus als die Soll-Parameter vorgaben. Selten wurden die Kanaleingänge kleiner gemessen als die Soll-Parameter es festlegten.

Die Ursache für die etwas kleineren, plattform-nahen Kanäle könnte am Streulicht der nachfolgenden Schichten liegen, das weiteres ungehärtetes Material an die gedruckten Kanalwände polymerisierte. Das Streulicht entsteht durch Licht-

Diffraction, die von der Belichtung der benachbarten Voxel ausgeht [116]. Ein anderer Grund könnte das nach dem Spülen im Kanal verbliebene, ungehärtete Harz sein, das die Kanalgröße durch die Nachhärtung veränderte. Gong *et al.* stellte einen ähnlichen verengenden Effekt bei der Fabrikation von Kanälen mit einem DLP-SLA Drucker dar [128]. Waagrechte Kanäle mit 12 mm Länge wurden gedruckt. Die rechteckige Öffnung bemaß dabei 3 mm in z-Richtung und plattform-fern bemaß die Breite 24,5 μm und plattform-nah 12,5 μm [128].

Der Unterschied in der Wiedergabe besonders kleiner Kanäle zwischen den verschiedenen Kanalformen hatte wiederum seinen Ursprung in den unterschiedlichen Flächeninhalten bei gleicher Grundbemaßung der Kanalformen. Dies war anhand der Belichtungsbilder von *Perfactory* und der Anzahl der schwarzen beziehungsweise grauen Pixeln, die die Hohlform darstellten, ersichtlich. Die unterschiedlichen Flächeninhalte bei gleicher Grundbemaßung wurden bereits für die positiven Geometrien in Abschnitt 4.4.1 dargestellt. Männel *et al.* beschrieb, dass je nach Kompensationseinstellung durch das Programm *Perfactory*, die Kanäle im Druck größer prozessiert wurden, als der Ist-Wert es vorgab [115]. Es wurde angegeben, dass die Graustufen, die einen Kanal begrenzten, eine partielle Polymerisation des Materials hervorriefen. Das stellte sich als Rundung des Kanalquerschnitts dar, besonders bei quadratischer [115] oder dreieckiger Kanalform.

In dieser Arbeit konnten quadratische Kanäle gedruckt werden, die bis zu 300 μm für 5 cm lange Kanäle bemaßen und bis zu 200 μm für 1 cm lange Kanäle. Runde Kanäle konnten bis zu 1000 μm Durchmesser für 5 cm lange Kanäle konstant gedruckt werden und bis zu 300 μm für 1 cm lange Kanäle. Seitengleiche, dreieckige Kanäle konnten mit einer Seitenlänge von 1000 μm für 5 cm lange Kanäle gedruckt werden und mit einer Seitenlänge von 400 μm für 1 cm lange Kanäle. Die Ergebnisse beziehen sich auf eine konstante Realisierbarkeit, das schließt nicht aus, dass auch Kanäle mit einer kleineren Grundbemaßung unregelmäßig gedruckt werden konnten. Männel *et al.* beschrieb gleichermaßen, dass er quadratische Kanäle mit kleinerer Grundbemaßung realisieren konnte als runde Kanäle [115]. Der kleinste realisierbare, quadratische Kanal entsprach in seiner Grundbemaßung ebenso circa vier Pixeln [115].

Insgesamt kann der Tabelle 7, Tabelle 8 und Tabelle 9 entnommen werden, dass, umso kleiner die Kanalgrundbemaßung wurde, desto kürzer die Kanäle in ihrer Länge realisiert werden konnten. Da sich dreieckige, seitengleiche Kanäle am schlechtesten bezüglich ihrer Durchgängigkeit darstellten und nicht viel Raum für Misch-Geometrien im Kanal verbleiben würde, wären runde und quadratische Kanäle geeigneter, um an einer Konstruktion für einen Druckkopf für Biodruck zu arbeiten.

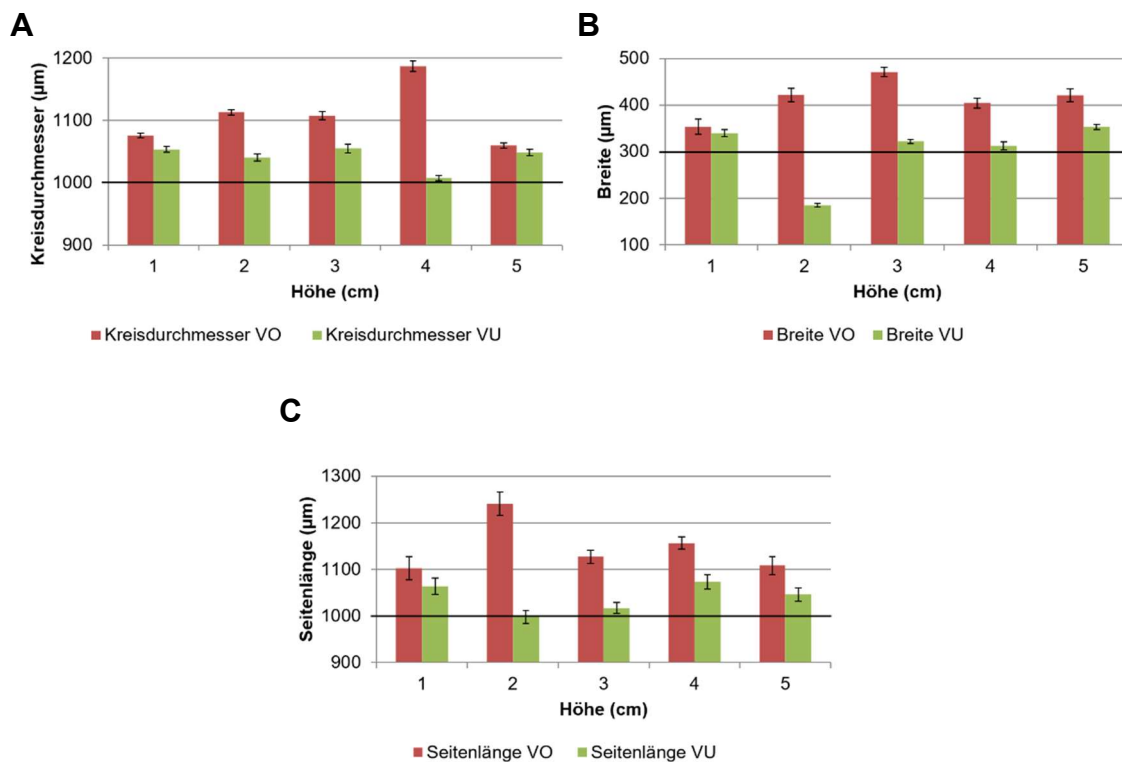


Abbildung 51: Ist-Grundbemaßung zu Soll-Höhe-Diagramme für bauplattform-ferne (rot) und bauplattform-nahe (grün) Kanaldurchmesser, -breiten und -seitenlängen für variierende Abmessungen der Kanäle. Die Parameter sind in Form des Mittelwertes mit Stichprobenstandardabweichung, die dem Messfehler entspricht, dargestellt. **A:** Diagramm für zylinderförmige Kanäle mit einem Soll-Durchmesser von 1000 µm. **B:** Diagramm für im Querschnitt quadratische Kanäle mit einer Soll-Breite von 300 µm. **C:** Diagramm für im Querschnitt seitengleich, dreieckige Kanäle mit einer Soll-Seitenlänge von 1000 µm.

Tabelle 7: Runde Kanäle in einem Quader der Breite von 10 mm (entspricht dem + beziehungsweise – vor dem Schrägstrich) beziehungsweise der Breite von 4 mm (entspricht dem + beziehungsweise – nach dem Schrägstrich) auf eine Länge von 26 mm. (+) repräsentiert Kanal durchgängig, (–) symbolisiert Kanal nicht durchgängig oder nicht vorhanden. Aufgetragen sind die Soll-Höhen und Soll-Durchmesser der Kanäle. NE entspricht nicht erhoben.

Durchmesser (µm) \ Höhe (cm)	2000	1000	500	400	300	200	100
1	+/+	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	NE
2	+/+	+/+	+/+	+/-	+/-	-/-	NE
3	+/+	+/+	+/+	+/+	+/-	-/-	NE
4	+/+	+/+	+/+	-/+	-/-	-/-	NE
5	+/+	+/+	+/-	-/-	-/-	-/-	NE

Tabelle 8: Quadratische Kanäle in einem Quader der Breite von 10 mm (entspricht dem + beziehungsweise – vor dem Schrägstrich) beziehungsweise der Breite von 4 mm (entspricht dem + beziehungsweise – nach dem Schrägstrich) auf eine Länge von 28 mm. (+) repräsentiert Kanal durchgängig, (–) symbolisiert Kanal nicht durchgängig oder nicht vorhanden. Aufgetragen sind die Soll-Höhen und Soll-Breiten der Kanäle.

Durchmesser (µm) \ Höhe (cm)	2000	1000	500	400	300	200	100
1	+/+	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	-/-
2	+/+	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	-/-
3	+/+	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	-/-
4	+/+	+/+	+/+	+/-	+/+	+/-	-/-
5	+/+	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	-/-

Tabelle 9: Dreieckige Kanäle in einem Quader der Breite von 10 mm (entspricht dem + beziehungsweise – vor dem Schrägstrich) beziehungsweise der Breite von 4 mm (entspricht dem + beziehungsweise – nach dem Schrägstrich) auf eine Länge von 26 mm. (+) repräsentiert Kanal durchgängig, (–) symbolisiert Kanal nicht durchgängig oder nicht vorhanden. Aufgetragen sind die Soll-Höhen und Soll-Seitenlängen der Kanäle. NE entspricht nicht erhoben.

Durchmesser (µm) \ Höhe (cm)	2000	1000	500	400	300	200	100
1	+/+	+/+	+/+	+/+	-/-	-/-	NE
2	+/+	+/+	+/+	-/+	-/-	-/-	NE
3	+/+	+/+	+/-	+/-	-/-	-/-	NE
4	+/+	+/+	-/+	+/+	-/-	-/-	NE
5	+/+	+/+	+/-	+/-	-/-	-/-	NE

Endkontrolle der Durchgängigkeit der Kanäle

Es kam vor, dass ungenügend gereinigte Kanäle nach dem Trocknen und der Lichthärtung nicht mehr durchgängig waren, weil Material an der Kanalwand anhaftete, das während der Zeit des Trocknens und Nachbelichtens die Kanäle verstopfen oder diese verengen konnte. Abbildung 52 stellt die Durchgängigkeit der eingefärbten Kanäle mit blauem Wasser oder blauem Pluronic (Pluronic in Wasser gelöst) nach der Lichthärtung dar. Eingefärbte Flüssigkeiten wurden in der Literatur oft zur Darstellung der Kanäle verwendet [51, 52, 81]. Zuweilen kamen auch Fehler im Material während des Drucks zustande, die einen Kanal verstopften und daher nicht durch mangelhafte Reinigung der Kanäle verschuldet wurde. Eventuell könnte eine Verbesserung der Durchgängigkeit der gereinigten Kanäle durch das Entfernen des Iso-Propanols mit deionisiertem Wasser [115] und das Entfernen des Wassers mit Druckluft vor dem Trocknen erreicht werden. Das Drucken eines Luer-Lock Anschlusses an den Trägerblock zum Spülen eines Kanals durch eine passende Kanüle könnte eine mögliche Erleichterung zur Reinigen der Kanäle darstellen [51].

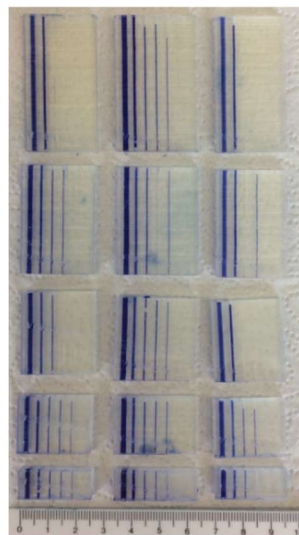


Abbildung 52: Es ist eine Druckreihe von Quadern mit Kanälen dargestellt, wobei die Grundbe-
messung der Quader 4 mm Breite auf 26 mm (28 mm) Länge beträgt. Die Höhe der Quader vari-
iert. Die erste waagrechte Reihe entspricht 5 cm Höhe, die zweite 4 cm, die dritte 3 cm, die vierte
2 cm und die fünfte 1 cm langen Kanälen. Die erste, senkrechte Reihe stellt runde Kanäle im
Querschnitt dar, die mittlere quadratische Kanäle und die rechte, seitengleiche, dreieckige Ka-
näle. Die Stützstrukturen wurden für alle Quader durch Abschleifen entfernt. Die Skalierung zeigt
Zentimeter an. Die Kanäle sind mit einem Gemisch aus Pluronic und Wasser oder mit Wasser
befüllt, das jeweils zuvor mit *Water Blue* zur besseren Kenntlichkeit eingefärbt wurde.

Auswirkungen des Designs der Blockstruktur auf die Durchgängigkeit der Kanäle

Auch wurde festgestellt, dass die Bemaßung der Blockstruktur bzw. Quader, innerhalb derer die Kanäle gedruckt wurden, Einfluss auf die Durchgängigkeit der Kanäle hatten. In der vorliegenden Tabelle 7, Tabelle 8 und Tabelle 9 wurde für alle Kanäle jeweils Breiten der Quader von 10 mm beziehungsweise 4 mm verwendet. Es konnte beobachtet werden, dass insgesamt bei einer Breite der Blockstruktur von 10 mm die Kanäle häufiger durchgängig blieben.

Weitere Drucke zeigten, dass eine Breite von 8 mm für ein Blockstruktur von 1 cm Höhe favorisiert werden konnten, denn quadratische Kanäle einer Breite von 300 μm und 200 μm wurden für eine Kanallänge von 1 cm durchgängig dargestellt. Bei einer Breite des Quaders von 2 mm wurden gar keine Kanäle dargestellt, obwohl vom Hersteller Wanddicken von 1,2 mm als Maximalwert angegeben wurden. Dabei ist anzumerken, dass sich die Angaben zur maximalen Wanddicke auf die Herstellung von Muscheln für Hörgeräte beziehen. Die Länge des Quaders variierte zwischen 26 mm und 28 mm in dieser Druckreihe. Die Länge wurden nicht auf weitere Variationen ihrer Dimension untersucht, da in eine Blockstruktur aus Effektivitätsgründen immer mindestens fünf bis maximal zehn Kanäle gedruckt wurden.

Wiedergabe der Längen der Kanäle

Zusätzlich wurden die Blockstrukturen in der Höhe vermessen, um die Kanallänge zu kontrollieren. Dabei stellte die Höhe des Quaders minus 2 mm der Stützstrukturen die Kanallänge dar. Die Messungen ergaben für die Länge der Kanäle eine durchschnittliche Variation des Mittelwertes im Bereich von 0,01 – 0,08 mm. Somit wurde die Länge der Kanäle zufriedenstellend wiedergegeben.

Form der Kanäle

Beobachtungen zeigten, dass Kanten innerhalb der Kanäle abgerundet waren [113, 128]. Speziell bei einem quadratischen und einem seitengleichen, dreieckigen Querschnitt war die Abrundung vorhanden, sodass ab einer Breite von 200 μm und einer Seitenlänge von 300 μm die Grundformen der Kanäle nahezu

rund waren. Innerhalb der senkrecht zur Bauplattform prozessierten Kanäle war der Aufbau aus einzelnen Schichten deutlich, wie in Abbildung 53 dargestellt, erkennbar [113, 128]. Letzteres konnte ebenso an der Oberfläche der gedruckten Geometrien beobachtet werden (siehe Abschnitt 4.2). Dadurch entstand eine raue Oberfläche, die durch das Verschieben der Schichten gegeneinander noch verstärkt wurde. Diese Oberflächenbeschaffenheit könnte möglicherweise Einfluss auf das Durchflussverhalten im Kanal haben, welches infolgedessen turbulent werden und einen Mischeffekt der Flüssigkeit innerhalb des Kanals hervorrufen könnte. Andererseits könnte dieses Verhalten auch einen Vorteil mit sich bringen, sofern Mischen im Kanal erwünscht ist. So wird die Oberfläche im Kanal selbst schon einer Art Mischgeometrie darstellen und weitere Mischstrukturen im Druckkopf überflüssig machen. Macdonald *et al.* zeigte diesen Effekt anhand dreier, mikrofluidischer Chips verschiedener Produktionsverfahren [52]. Die Chips stellten zwei offene Kanäle dar, die sich in Form eines Y zu einem Kanal vereinigten. Es wurden die beiden zuführenden Kanäle jeweils mit einer eingefärbten Flüssigkeit gespeist, wobei sich die zwei Flüssigkeiten daraufhin im zusammenführenden Kanal trafen. Bei den Beobachtungen zeigte der Chip, der durch ein DLP-SLA Verfahren hergestellt wurde, am wenigsten Turbulenzen in den Flüssigkeiten. Der Chip jedoch, der durch das FDM Verfahren hergestellt wurde, wies die meisten Turbulenzen im Flüssigkeitsstrom auf, da seine Oberfläche die meisten Unebenheiten besaß [52].

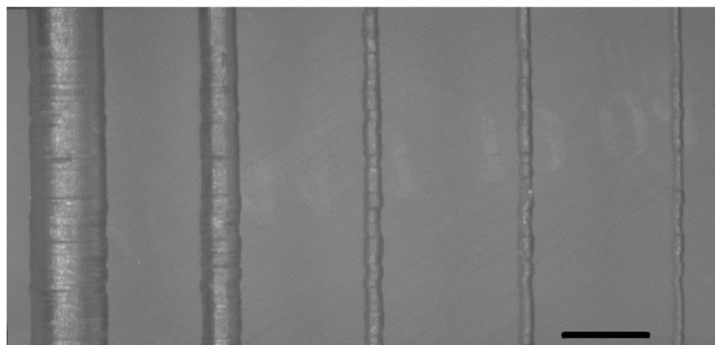


Abbildung 53: Stereomikroskopische Aufnahme einer Blockstruktur aus *E-Shell 600* im senkrechten Querschnitt durch fünf Kanäle (Höhe 1 cm) mit runder Grundform und verschiedenen Durchmessern. Von links ausgehend, sind Kanaldurchmesser von 2 mm, 1 mm, 500 µm, 400 µm und 300 µm dargestellt. Generiert wurden die offenen Kanäle durch Abschleifen. Messbalken entspricht 2000 µm.

Die Kanäle, die in der Literatur erforscht wurden, unterschieden sich meist in ihrem Aufbau von den Kanälen, die in dieser Arbeit behandelt wurden. Entweder wurden zur Bauplatzform parallele, durchgängige Kanäle gedruckt [83, 128, 129], Kanäle mit einer geringen Länge von wenigen Millimetern [113, 129, 130] oder es wurden offene Kanäle gedruckt [131]. Die offenen Kanäle wurden dabei meist als Vorlage für das Herstellen eines mikrofluidischen Chips aus PDMS genutzt [132-135]. Diese Tatsache vermindert die Vergleichsmöglichkeiten der Ergebnisse dieser Arbeit. Wenn geschlossene, zur Applikatenachse parallel gedruckte, mikrofluidische Kanäle erforscht wurden, war ihre Länge meist kleiner gleich 2000 μm . So gibt Rogers *et al.* an, dass er Kanäle von 350 μm Durchmesser in senkrechter Richtung mit einem DLP-SLA Drucker prozessieren konnte. Die Auflösung des Druckers war mit 50 μm in alle drei Raumrichtungen veranschlagt. Die Länge der Kanäle betrug unter 1 cm [130]. Shallan *et al.* druckte 250 μm breite Kanäle mit quadratischem Querschnitt und 2000 μm Länge parallel zur Applikatenachse. Die Kanäle wurden mittels DLP-SLA-Drucker prozessiert [84]. Eine Ausnahme stellt Männel *et al.* dar, er untersuchte kürzlich Kanäle in einem ähnlichen Druckaufbau wie in dieser Arbeit, wobei sich viele Ergebnisse mit der vorliegenden Arbeit überschneiden [115]. Er nutzte ebenfalls einen DLP-SLA Drucker von *EnvisionTEC*. Der Drucker hieß *Perfactory P4 Mini* und es wurde das Harz *R11* verwendet. Der Drucker bemaß eine x-y-Auflösung von 19 μm und eine Auflösung von 25 μm für die z-Achse. Es wurden Kanäle untersucht, um einen mikrofluidischen Chip zu gestalten, der Tröpfchen aus Wasser in Öl oder Öl in Wasser Emulsionen mit einzelnen Mikrofluss Zellen bilden konnte. Diese Tropfen stellten Vorlagen dar, um daraus hydrophile und hydrophobe Mikropolymerpartikel zu bilden. Die Wissenschaftler fanden heraus, dass Kanäle, die in ihrem Verlauf senkrecht zur Bauplatzform mit einem kleineren Querschnitt druckbar waren als Kanäle, die parallel zur x-Achse ausgerichtet waren. Und, dass, wenn sie bei dem Bau zur Applikatenachse paralleler Kanäle eine Abflussmöglichkeiten boten, diese mit einem kleineren Querschnitt prozessiert werden konnten. Das war möglich, indem sie den Abstand, die die Bauplatzform mit dem Objekt zwischen den Schichten hoch und wieder herunter fuhr vergrößerten. Die Geometrien befanden sich somit eine längere Zeit in Raumluftumgebung und

nicht in Kontakt mit dem Harz in der Material-Wanne. Somit verstopften Kanäle von 5 mm bis 2 mm Querschnitt nicht, denn ungehärtetes Harz konnte aus den Kanälen abfließen und dort nicht ungewollt polymerisieren [115]. Das Licht, das von bestrahlten, benachbarten Voxel ausging, polymerisierte im Kanal verbliebenes Harz durch Diffraction des Lichts [116]. So stellte Männel *et al.* zusätzlich fest, dass eine Abrundung an den Kanten im Kanal auftrat, die durch partielle Polymerisation zu erklären ist [115]. Des Weiteren konnten Kanäle mit einem Querschnitt von 500 μm bis 75 μm gedruckt werden, obwohl das Material bei Kanaldimensionen unter 2 mm nicht mehr aus den Kanälen abließ [115]. Einen Erklärungssatz für die verbesserte Druckbarkeit von Kanälen mit einer Grundbemaßung von unter 2 mm stellt die UV-Inhibitionsschicht dar. Diese UV-Inhibitionsschicht entstand, wenn die Objekte mit den Kanälen aus der Material-Wanne mit flüssigem Harz herausfahren und die Radikale, die durch die Photolyse des Fotoinitiators entstanden, in Kontakt mit Sauerstoff traten. Somit war die durch Radikale induzierte Polymerisation im Kanal unterdrückt, weil die Radikale eine Verbindung mit Sauerstoff eingingen [77, 136, 137]. Eine weitere Optimierung des Kanalquerschnitts konnten die Wissenschaftler durch die Veränderung des Belichtungsbildes durch Voxel-Kompensationseinstellungen gestalten. Dies konnte durch die Variation der Graustufen im Programm *Perfactory* bewerkstelligt werden, denn dadurch konnte die Lichtintensität variiert werden, die eine unbelichtete Fläche wie den Kanalquerschnitt begrenzte. Der kleinste, druckbare Kanal entsprach im Querschnitt circa vier Pixeln von 19 μm Breite, die ein Quadrat von 75 μm Grundbemaßung bildeten [115]. Gleiches galt für diese Arbeit, da hier Kanäle bis 200 μm bei einer x-y-Auflösung von circa 50 μm gedruckt werden konnten, was ebenso vier Pixeln entsprach. Gong *et al.* machte die gleiche Feststellung [113, 114]. Bei Männel *et al.* wurde die Länge der Kanäle nicht untersucht, aber einer der mikrofluidischen Chips bemaß insgesamt eine Länge von circa 38 mm Kanalverlauf in x- und z-Achsenrichtung [115]. Der Kanal bemaß einen rechteckigen Querschnitt von 300 μm auf 200 μm . Zusätzlich gab es einen Kanal, der in den Kanalverlauf mündete, mit quadratischer Grundbemaßung von 75 μm Breite und mit circa 6 mm Länge (siehe Abbildung 54) [115].



Abbildung 54: Abbildung eines mikrofluidischen Chips, der aus dem Harz *R11* mit dem Drucker *Perfactory P4 Mini* von *EnvisionTEC* gedruckt wurde. Es ist ein Kanalverlauf dargestellt, mit einem Zulauf senkrecht von oben, der sich durch eine T-Aufzweigung in zwei Kanäle trennt, um daraufhin wieder in einer T-Aufzweigung in einen Kanal zu münden. Die Kanäle des Zulaufs, der beiden T-Aufzweigungen und des Ablaufs bemessen $200\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$ im Querschnitt quadratische Kanäle. Ein schmalerer, quadratischer Kanal von im Querschnitt $75\ \mu\text{m}$ befindet sich als Zulauf in der unteren Hälfte des Quadrats aus Kanälen und speist die untere T-Aufzweigung [115]. (geändert, mit freundlicher Genehmigung von *JWS, Adv Mater Technol* 2019)

4.6 Untersuchung der Elemente des Druckkopfes, die als Zulauf für den Hauptkanal dienen können

Innerhalb des Aufbaus des Druckkopfes für Biodruck werden Elemente benötigt, die zwei Kanäle zu einem vereinen. Zur Gestaltung der Zuläufe gibt es verschiedene Möglichkeiten [138]. Ein gutes, reproduzierbares Ergebnis könnten geradlinige schräge Zuläufe bringen, die durch einen Winkel der Kanäle zur Bauplattform kreiert wurden [52, 139]. Des Weiteren wurden Zuläufe mit einer Rundung im Kanalverlauf realisiert. Abgewinkelte Zuläufe würden eine typische Y-Aufzweigung innerhalb eines Druckkopfes ergeben, stattdessen abgerundete Zuläufe könnten durch die Kombination zweier Viertel-Kreise hintereinander gestaltet werden. Bei der Zusammensetzung der beiden Zuläufe des Druckkopfes aus den einzelnen Bauteilen könnten gerade senkrechte Elemente mit integriert werden. Die beiden erwähnten Ansätze Zuläufe zu prozessieren wurden im Nachfolgenden untersucht und sind in Abbildung 55 beispielhaft dargestellt. Dafür wurden in dieser Arbeit insbesondere die zulaufenden Teilstücke evaluiert und nicht der gesamte Druckkopf.

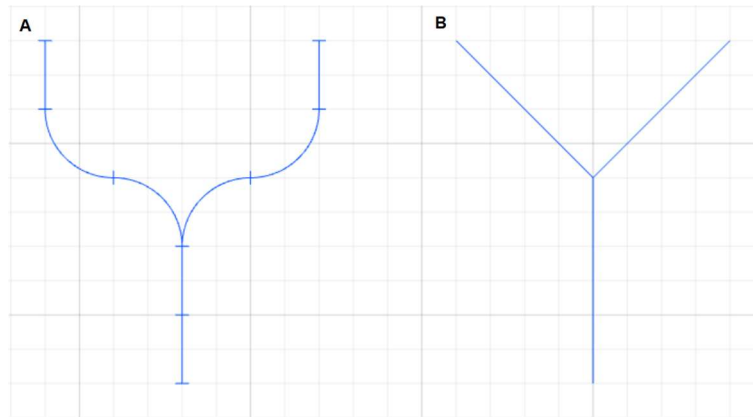


Abbildung 55: Schematische Zeichnung für mögliche Zuläufe des Druckkopfes. **A:** Jeweils ein gerades Kanalstück und zwei Viertel-Kreise formen einen der zwei Zuläufe, die in einen geraden Kanal münden. **B:** Zwei zulaufende schräge Kanäle vereinigen sich zu einem geraden Kanal.

4.6.1 Untersuchung von Kanälen mit Rundung im Kanalverlauf

Im Querschnitt runde Kanäle mit einem Verlauf in Form eines Viertel-Kreises mit unterschiedlichem Kanalumfang des Kanalverlaufs und unterschiedlichem Kanaldurchmesser wurden in eine Blockstruktur gedruckt. Anschließend wurde begutachtet, ob die Kanäle im Druck dargestellt werden konnten. Tabelle 10 stellt die Radien des Kanalverlaufs der gesamten viertel-kreisförmigen Kanäle dar, die mit variierenden Kanaldurchmessern gedruckt wurden. Die Werte in Tabelle 10 geben den zentralen Umfang der Viertel-Kreise an. Die Randbedingungen für die Radien der Viertel-Kreise waren minimal 3 mm und maximal 24 mm und für die Durchmesser der Kanäle selbst minimal 0,2 mm und maximal 2 mm. Erhalten blieb ein durchgängiger, viertel-kreisförmiger Kanal mit einem Durchmesser von 0,3 mm mit maximalem Radius von 3 mm. Für Kanäle mit einem Durchmesser von 0,4 mm wurde ein maximaler Radius von 15 mm realisiert. Bei Drucken mit größeren Kanaldurchmessern konnten die Kanäle bei allen Radien der Viertel-Kreise wie geplant gedruckt werden. Anhand der Tabelle 10 ist deutlich erkennbar, dass umso größer der Radius und umso kleiner der Durchmesser der Viertel-Kreise wurde, desto geringer wurde die Wahrscheinlichkeit, dass der Kanal durchgängig blieb. Um die Durchgängigkeit der Viertel-Kreise zu überprüfen, wurden die Blockstrukturen mit 0,5 mm, 0,4 mm und 0,3 mm Durchmesser der Kanäle insgesamt noch zwei Mal gedruckt. Die Durchgängigkeit der Kanäle in den zusätzlichen Trägerblöcken wurde mit einem **blauen +** und einem **roten +**

(entspricht durchgängig) oder mit einem – (entspricht nicht durchgängig) in der Tabelle 10 vermerkt. Es waren kaum Abweichungen der Ergebnisse von dem ersten Trägerblock zu den weiteren zwei gedruckten Quadern feststellbar. Damit unterstützen die Ergebnisse der weiteren zwei Drucke die zuvor gewonnenen Erkenntnisse. Kanäle in Form von Viertel-Kreisen konnten mit einem Durchmesser von 0,5 mm bis zu einem Radius von 24 mm zuverlässig gedruckt werden, wobei größere Radien nicht zuverlässig für diesen Durchmesser realisierbar waren.

Tabelle 10: Darstellung der Realisierbarkeit von viertel-kreisförmigen Kanälen mit sukzessiv verminderten Durchmessern der Kanäle und verschiedenen großen Radien der Viertel-Kreise. (+) bedeutet, dass ein durchgängiger Kanal gedruckt wurde und (-), dass ein Kanal nicht durchgängig oder nicht vorhanden war.

Mittlerer Umfang der viertel-kreisförmigen Kanäle (mm)	Durchmesser der Kanäle (mm)		2	1	0,5	0,4	0,3	0,2
	Radius der Viertel-Kreise (mm)							
4,71	3		+	+	+ + +	+ + +	+ - -	-
9,42	6		+	+	+ + +	+ + +	- - -	-
14,14	9		+	+	+ + +	+ + +	- - -	-
18,85	12		+	+	+ + +	+ + -	- - -	-
23,56	15		+	+	+ + +	+ + +	- - -	-
28,27	18		+	+	+ + +	- + +	- - -	-
32,99	21		+	+	+ + +	- - -	- - -	-
37,70	24		+	+	+ + +	- - +	- - -	-
42,41	27		+	+	+ + -	- + -	- - -	-

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Kombination zweier Zuläufe noch getestet werden muss, da nur zwei Viertel-Kreise hintereinander einen Zulauf darstellen, falls dieser orthogonal an den Chip angeschlossen werden soll. Das wird im Rahmen dieser Arbeit nicht mehr behandelt. Jedoch wäre ein Zulauf der waagrecht an einen Druckkopf mit senkrechtem Kanalverlauf angeschlossen werden würde, durch jeweils einen viertel-kreisförmigen Kanal möglich. Grundsätzlich empfiehlt es sich mit einem Durchmesser der Kanäle von mindestens 0,5 mm zu arbeiten, denn dieser wurde bis zu einem mittleren Umfang des Viertel-Kreises von 37,7 mm konstant gedruckt.

4.6.2 Untersuchung von geraden Kanälen, die zur Bauplattform abgewinkelt gedruckt wurden

Wie in Abbildung 56 A gezeigt, wurden zunächst zehn Kanäle mit einem runden Querschnitt in einem variierenden Winkel zur Bauplattform innerhalb einer im Bauraum senkrecht ausgerichteten Blockstruktur gedruckt. Dabei wurden sowohl die Durchmesser der Kanäle pro Blockstruktur variiert als auch die Winkel der geraden Kanäle zur Bauplattform. Tabelle 11 gibt die Längen der druckbaren Kanäle abhängig von ihrem Durchmesser und ihrem Winkel zur Bauplattform wieder. Dabei ist zu beachten, dass die 2 mm breiten Kanäle des Winkels 30° und 40° wegen der engen Anordnung in der Blockstruktur nicht korrekt gedruckt werden konnten, sondern oval-förmig gedruckt wurden (siehe Abbildung 56 B). Theoretisch hätten die Kanäle ineinanderlaufen müssen, was das Programm *SolidWorks* aber verhinderte. Des Weiteren wurde auf kleinere Winkel in diesem Versuchsaufbau verzichtet, da bei kleineren Winkeln die Kanallänge im Quader immer kürzer wurde. Um dies zu vermeiden, wurde eine Blockstruktur der gleichen Bemaßung gestaltet, innerhalb der je drei Kanäle mit 0,5 mm, 0,4 mm und 0,3 mm Durchmesser mit einer Länge von 30 mm gedruckt wurden. Dabei wurde der Quader mit den Kanälen über die Längsseite gekippt gedruckt, um einen Winkel der Kanäle zur Bauplattform zu erhalten. Es wurden Winkel von 0° , 30° , 40° , 50° , 60° und 90° gestaltet. Ein Winkel von 90° entsprach einer Blockstruktur, innerhalb der die Kanäle senkrecht gedruckt wurden. Tabelle 12 stellt die Ergebnisse dar, die insgesamt deutlich schlechter ausfielen als die Ergebnisse des vorherigen Versuchsaufbaus. Während bei einem um 60° zur Bauplattform gekippten Kanal mit einem Durchmesser von 0,3 mm noch eine Länge von 30 mm im ersten Versuchsaufbau gedruckt werden konnte, konnte im zweiten Versuchsaufbau kein Kanal mit einem Durchmesser von 0,3 mm gedruckt werden. Für eine Kanalbemaßung von 0,4 mm stimmten die Ergebnisse aus beiden Versuchsaufbauten überein und es konnten um 50° gekippte Kanäle gedruckt werden, jedoch nicht mit konstanten Ergebnissen. Mit kleineren Winkeln konnte kein durchgängiger Kanal mit 0,4 mm Durchmesser gedruckt werden. Im ersten und im zweiten Versuchsaufbau konnten Kanäle mit einem Durchmesser von 0,5 mm um maximal 50° gekippt mit einer Länge von 30 mm konstant gedruckt werden.

Für die Gestaltung der Blockstrukturen mit variierendem Winkel der Kanäle als auch für die gekippten Blockstrukturen waren Stützstrukturen nötig. Diese Tatsache könnte die Ergebnisse in besonderem Maße von über die Längsachse gekippten Blockstrukturen verschlechtert haben.

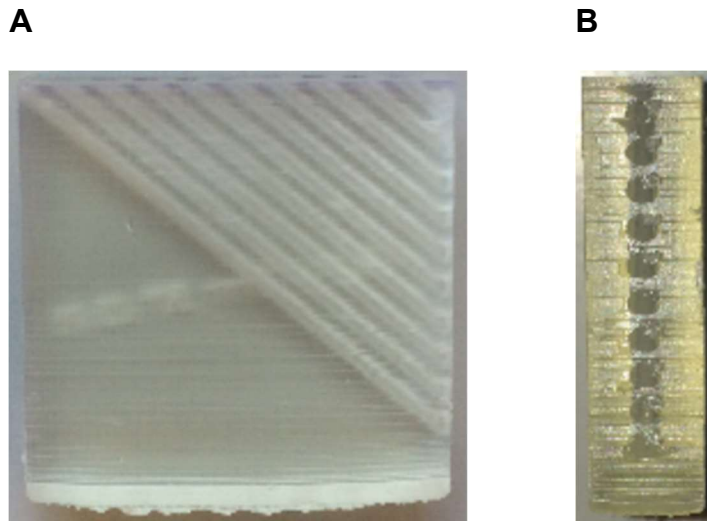


Abbildung 56: Fotografien von einer Blockstruktur (Länge entspricht 30 mm, Breite entspricht 8 mm, Höhe entspricht 30 mm) mit zehn Kanälen, die um 40° zur Bauplattform geneigt sind. Der Soll-Durchmesser der Kanäle entspricht 2 mm. **A:** Seitenansicht auf Länge mal Höhe des Quaders. Unten im Foto sind auf der Seite der Bauplattform die Reste der Stützstrukturen vorhanden. **B:** Seitensicht auf Höhe mal Breite. Die ovale Form der Kanäle mit einer länglichen Form in Richtung der x-Achse ist ersichtlich.

Tabelle 11: Darstellung der Realisierbarkeit von im Querschnitt runden Kanälen verschiedener Durchmesser innerhalb einer Blockstruktur mit abnehmendem Winkel der Kanäle zur Bauplattform. Gleichzeitige Wiedergabe der maximalen Länge der Kanäle (mm) für einen bestimmten Durchmesser und für einen bestimmten Winkel zur Bauplattform. (-) symbolisiert die Versuche, bei welchen keine durchgängigen Kanäle realisiert werden konnten.

Durchmesser der Kanäle (mm) \ Grad des Winkels zur Bauplattform (°)	2	1	0,5	0,4	0,3	0,2
80	30,46	30,46	30,46	30,46	17,28	-
70	31,93	31,93	31,93	31,93	26,31	-
60	34,64	34,64	34,64	30	30	-
50	39,16	39,16	32,67	37,34	-	-
40	39,16	35,25	27,41	-		
30	34,64	31,18	-			

Tabelle 12: Darstellung der Realisierbarkeit von Kanälen runden Querschnitts und verschiedener Durchmesser innerhalb einer Blockstruktur, wobei der Quader mit verschiedenen Winkeln zur Bauplattform über die Längsachse gekippt gedruckt wurde. Die Länge der Kanäle betrug 30 mm. (+) bedeutet es konnte ein durchgängiger Kanal gedruckt werden, (-) bedeutet es konnte kein durchgängiger Kanal festgestellt werden.

Durchmesser der Kanäle (mm) \ (°) zur Bauplattform	0,5	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3
90	+	+	+	+	+	+	-	-	-
60	-	+	+	-	+	-	-	-	-
50	+	+	+	+	+	-	-	-	-
40	-	-	+	-	-	-	-	-	-
30	-	-	-	-	-	-	-	-	-
0	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Als Zulauf für einen Druckkopf für Biodruck wären Kanäle mit rundem Querschnitt mit einem maximalen Winkel von 50° zur Bauplattform und einem Durchmesser von 0,5 mm zu favorisieren. Größere Winkel und Durchmesser der Kanäle würden die konstante Realisierbarkeit verbessern. Weitere Drucke mit im Querschnitt rechteckigen Kanälen wurden wegen des zeitlichen Rahmens dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt.

Löwa *et al.* testete ebenfalls verschiedene Winkel für zylinderförmige Kanäle, wohingegen die Kanäle wie Röhren aufgebaut waren [101]. Er nutzte das gleiche Fotopolymer wie in dieser Arbeit (*E-Shell 600*) mit einer Auflösung von 100 µm in z-Richtung und einen DLP-SLA Drucker (*Perfactory DSP XL*) von *EnvisionTEC* mit einer Auflösung von 42 µm in x- und y-Richtung. Der Innendurchmesser d entsprach der Wanddicke der Röhren. Es wurden im Durchmesser 0,5 – 2 mm breite Kanäle in einer Winkelung von 90°, 70° und 55° zur Bauplattform realisiert. Die Länge der Kanäle betrug $20 \times d$ [101]. Somit decken sich die Ergebnisse der Wissenschaftler nahezu mit den Ergebnissen dieser Arbeit.

Hardin *et al.* nutzte waagrechte, im Querschnitt quadratische Kanäle als Zulauf innerhalb eines Druckkopfes mit einer Breite von 200 µm, um diese zu einem im Querschnitt runden Kanal zwischen 200 µm und 400 µm Durchmesser zu vereinen [90]. Dies wäre für den vorliegenden DLP-SLA Druck für einen minimalen Kanaldurchmesser von ungefähr 2 mm möglich, aber die waagrechten Kanäle

würden nicht formgetreu gedruckt werden, weil sich Polymer innerhalb des Kanals an der Wand durch Streulicht der nachfolgenden Schichten festsetzen würde (siehe Abschnitt 4.5). Zudem würde es sich bei dieser Dimension um Kanäle im Millimeterbereich handeln.

Männel *et al.* hingegen gelangen 90° Verbindungen zwischen geraden Kanälen mit einem DLP-SLA Drucker von *EnvisionTEC* [115], dieser Drucker bemaß jedoch eine kleinere Auflösung, die 19 µm entlang der x-y-Achse und 25 µm entlang der z-Achse betrug. Die Kanäle waren parallel zur x- als auch zur y-Achse und hatten die Bemaßung eines Rechtecks von im Querschnitt 300 µm × 200 µm. Innerhalb des mikrofluidischen Chips wurde ein Kanal durch eine T-Aufzweigung, über eine 90°-Winkelung aufgespalten. Der weitere Kanalverlauf wurde jeweils um 90° geknickt und dann wieder durch eine T-Aufzweigung verbunden. Der Chip wurde nicht als Druckkopf für Biodruck eingesetzt (siehe Abbildung 54) [115]. Colosi *et al.* und Costantini *et al.* nutzten beide Y-Aufzweigungen um zwei Biotinten zusammenzuführen [14, 15], was den abgewinkelten Kanälen innerhalb einer Blockstruktur entspräche. Die Herstellung des Druckkopfes wurde jedoch durch Mikrofräsen zweier, kongruenter PC-Platten und das anschließende Verkleben dieser, realisiert. Der runde Kanaldurchmesser betrug 200 µm [14].

5 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde getestet, ob sich das 3D-Druckverfahren, DLP-SLA Druck für die Herstellung der Komponenten für mikrofluidische Druckköpfe eignet, die im Biodruck Einsatz finden. Dazu wurde das Herstellungsverfahren und die Auflösungsgrenzen des Druckers *Vida HD Crown and Bridge* und des Materials *E-Shell 600* getestet. Es wurden dadurch optimierte Komponenten für die Gestaltung des Druckkopfes zu Verfügung gestellt. Mikrofluidische Kanäle und kleine Geometrien, die innerhalb eines Kanals als Misch-Einheit für Biotinten dienen können, wurden gedruckt. Ebenso mögliche Zuläufe für den senkrechten Druckkanal wurden eruiert, indem Kanäle mit variierendem Winkel zur Waagrechten beziehungsweise unterschiedliche Krümmungsradien des Kanalverlaufs prozessiert wurden.

Das Ergebnis der Untersuchungen war, dass sowohl einzelne Geometrien als auch Kanäle im Mikrometerbereich gedruckt werden konnten. Die kleinste, rechteckige, einzelne Geometrie bemaß $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ Soll-Breite und $50\ \mu\text{m}$ Soll-Höhe. Es wurden jedoch nur Ist-Werte zwischen $55\ \mu\text{m}$ und $91\ \mu\text{m}$ Breite gemessen. Allgemein auffällig an den Geometrien im Mikrometerbereich war ihre Schrumpfung, Schichtaufbau und ihre Abrundung an den Kanten, was alle Geometrien verkleinerte oder sogar ihre Form stark beeinflusste.

Senkrechte Kanäle wurden mit verschiedenen Grundformen bestehend aus Quadrat, Kreis und seitengleichem Dreieck als Kanalquerschnitt gedruckt. Wie bei den Geometrien waren die Kanäle mit der kleinst-möglichen Bemaßung rund oder quadratisch. So konnten $1\ \text{cm}$ lange quadratische und runde Kanäle bis zu einer Bemaßung von $300\ \mu\text{m}$ konstant gedruckt werden. $5\ \text{cm}$ lange, quadratische Kanäle konnten selbst mit einer Breite von $300\ \mu\text{m}$ noch durchgängig erzeugt werden. Im Gegensatz zu den Geometrien fielen die Kanäle größer aus als vorgegeben. In besonderem Maße wurde diese Abweichung am Kanaleingang, der zuletzt prozessierten Schicht gemessen.

Im Querschnitt runde Kanäle wurden herangezogen, um Möglichkeiten für die Gestaltung der Zuläufe für den Druckkopf zu testen. Dabei stellte sich heraus,

dass ein um 50° zur Bauplatzform abgewinkelter Kanal mit einer Länge von 30 mm und einem Durchmesser von $500\ \mu\text{m}$ zuverlässig gedruckt werden konnte. Größere Winkel waren ebenso möglich. Rundungen in Form eines Viertel-Kreises mit einem mittleren Umfang von 37,7 mm, einem Radius von 24 mm und einem Durchmesser des Kanals von ebenfalls $500\ \mu\text{m}$ konnten mehrfach, ohne zu verstopfen reproduziert werden.

Zukünftig wäre eine Verbesserung der Druckergebnisse in Bezug auf noch kleinere Bemaßungen und Form des Gedruckten durch eine Weiterentwicklung des Geräts bezüglich Einstellungen des Druckers wie Belichtungszeiten und -intensität, Prozessmechanik, Verbesserung der Materialien bezüglich Schrumpfung, Reaktionsverhalten und der Verbesserung der Drucksoftware in der Pixeldarstellung möglich. Es wurden alle Geometrien auf die gleiche Art und Weise bemaßt, wobei ein geringfügiger Messfehler in den Untersuchungen der Geometrien nicht zu vermeiden war. Fehlerquellen stellen hierbei das Abmessen der Messbalken der Aufnahmen dar, die Verschattung des Gedruckten auf Aufnahmen des Stereomikroskops, als auch die Verkippung der Geometrien, um sie in der Seitansicht zu vermessen.

Zusammengefasst stellt diese Doktorarbeit eine Machbarkeitsstudie für den 3D-Druck von Komponenten für Druckköpfe dar. Die gewonnenen Erkenntnisse und Prozess-Parameter geben eine Vorcharakterisierung, auf der andere Arbeiten aufbauen können. In zukünftigen Untersuchungen sollten für die Gestaltung der Mischgeometrien und Kanäle die hier ermittelten Abweichungen von Form und Bemaßung berücksichtigt werden. Anschließend sollten die Ergebnisse fusioniert werden, um so verschiedene Druckkopf-Designs zu gestalten. Daraufhin könnte eine Flusssimulation mit einer Software angelegt werden und schließlich könnten die Druckköpfe auf das Durchmischen von Komponenten getestet werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Groll, J., T. Boland, T. Blunk, J.A. Burdick, D.W. Cho, P.D. Dalton, B. Derby, G. Forgacs, Q. Li, V.A. Mironov, L. Moroni, M. Nakamura, W. Shu, S. Takeuchi, G. Vozzi, T.B. Woodfield, T. Xu, J.J. Yoo, and J. Malda, *Biofabrication: reappraising the definition of an evolving field*. *Biofabrication*, 2016. **8**(1): p. 013001.
2. Groll, J., J.A. Burdick, D.W. Cho, B. Derby, M. Gelinsky, S.C. Heilshorn, T. Jungst, J. Malda, V.A. Mironov, K. Nakayama, A. Ovsianikov, W. Sun, S. Takeuchi, J.J. Yoo, and T.B.F. Woodfield, *A definition of bioinks and their distinction from biomaterial inks*. *Biofabrication*, 2018. **11**(1): p. 013001.
3. Stuckensen, K., A. Schwab, M. Knauer, E. Muinos-Lopez, F. Ehlicke, J. Reboredo, F. Granero-Molto, U. Gbureck, F. Prosper, H. Walles, and J. Groll, *Tissue Mimicry in Morphology and Composition Promotes Hierarchical Matrix Remodeling of Invading Stem Cells in Osteochondral and Meniscus Scaffolds*. *Adv Mater*, 2018. **30**(28): p. e1706754.
4. Mironov, V., N. Reis, and B. Derby, *Review: bioprinting: a beginning*. *Tissue Eng*, 2006. **12**(4): p. 631-4.
5. Derakhshanfar, S., R. Mbeleck, K. Xu, X. Zhang, W. Zhong, and M. Xing, *3D bioprinting for biomedical devices and tissue engineering: A review of recent trends and advances*. *Bioact Mater*, 2018. **3**(2): p. 144-156.
6. Jungst, T., W. Smolan, K. Schacht, T. Scheibel, and J. Groll, *Strategies and Molecular Design Criteria for 3D Printable Hydrogels*. *Chem Rev*, 2016. **116**(3): p. 1496-539.
7. Malda, J., J. Visser, F.P. Melchels, T. Jungst, W.E. Hennink, W.J. Dhert, J. Groll, and D.W. Hutmacher, *25th anniversary article: Engineering hydrogels for biofabrication*. *Adv Mater*, 2013. **25**(36): p. 5011-28.
8. Murphy, S.V. and A. Atala, *3D bioprinting of tissues and organs*. *Nat Biotechnol*, 2014. **32**(8): p. 773-85.
9. Levato, R., W.R. Webb, I.A. Otto, A. Mensinga, Y. Zhang, M. van Rijen, R. van Weeren, I.M. Khan, and J. Malda, *The bio in the ink: cartilage regeneration with bioprintable hydrogels and articular cartilage-derived progenitor cells*. *Acta Biomater*, 2017. **61**: p. 41-53.
10. Costantini, M., J. Idaszek, K. Szoke, J. Jaroszewicz, M. Dentini, A. Barbetta, J.E. Brinckmann, and W. Swieszkowski, *3D bioprinting of BM-MSCs-loaded ECM biomimetic hydrogels for in vitro neocartilage formation*. *Biofabrication*, 2016. **8**(3): p. 035002.
11. Paxton, N., W. Smolan, T. Bock, F. Melchels, J. Groll, and T. Jungst, *Proposal to assess printability of bioinks for extrusion-based bioprinting and evaluation of rheological properties governing bioprintability*. *Biofabrication*, 2017. **9**(4): p. 044107.

12. Schacht, K., T. Jungst, M. Schweinlin, A. Ewald, J. Groll, and T. Scheibel, *Biofabrication of cell-loaded 3D spider silk constructs*. *Angew Chem Int Ed Engl*, 2015. **54**(9): p. 2816-20.
13. Ozbolat, I.T. and M. Hospodiuk, *Current advances and future perspectives in extrusion-based bioprinting*. *Biomaterials*, 2016. **76**: p. 321-43.
14. Costantini, M., S. Testa, P. Mozetic, A. Barbetta, C. Fuoco, E. Fornetti, F. Tamiro, S. Bernardini, J. Jaroszewicz, W. Swieszkowski, M. Trombetta, L. Castagnoli, D. Seliktar, P. Garstecki, G. Cesareni, S. Cannata, A. Rainer, and C. Gargioli, *Microfluidic-enhanced 3D bioprinting of aligned myoblast-laden hydrogels leads to functionally organized myofibers in vitro and in vivo*. *Biomaterials*, 2017. **131**: p. 98-110.
15. Colosi, C., S.R. Shin, V. Manoharan, S. Massa, M. Costantini, A. Barbetta, M.R. Dokmeci, M. Dentini, and A. Khademhosseini, *Microfluidic Bioprinting of Heterogeneous 3D Tissue Constructs Using Low-Viscosity Bioink*. *Adv Mater*, 2016. **28**(4): p. 677-84.
16. Beyer, S.T., A. Bsoul, A. Ahmadi, and K. Walus, *3D alginate constructs for tissue engineering printed using a coaxial flow focusing microfluidic device*, in *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII), 2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on*. 2013, IEEE. p. 1206-1209.
17. Beyer, S.T., T. Mohamed, and K. Walus, *A microfluidics based 3D bioprinter with on-the-fly multimaterial switching capability*, in *17th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*. 2013. p. 176-178.
18. Ober, T.J., D. Foresti, and J.A. Lewis, *Active mixing of complex fluids at the microscale*. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2015. **112**(40): p. 12293-8.
19. Hull, C.W., *Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography*. 1986, 3D Systems Inc.
20. Lee, B. *Introduction to ± 12 Degree Orthogonal Digital Micromirror Devices (DMDs)*. 2008 [10.09.2018]; www.ti.com/lit/an/dlpa008b/dlpa008b.pdf.
21. Bertsch, A., P. Bernhard, C. Vogt, and P. Renaud, *Rapid prototyping of small size objects*. *Rapid Prototyp J*, 2000. **6**(4): p. 259-266.
22. Dixon, C., J. Lamanna, and A.R. Wheeler, *Printed Microfluidics*. *Adv Funct Mater*, 2017. **27**(11): p. 1604824-1604824.
23. Wilding, P., J. Pfahler, H.H. Bau, J.N. Zemel, and L.J. Kricka, *Manipulation and flow of biological fluids in straight channels micromachined in silicon*. *Clin Chem*, 1994. **40**(1): p. 43-7.
24. Balagaddé, F.K., L. You, C.L. Hansen, F.H. Arnod, and S.R. Quake, *Long-Term Monitoring of Bacteria Undergoing Programmed Population Control in a Microchemostat*. *Science*, 2004. **309**(5731): p. 137-140.

25. Martinez, A.W., S.T. Phillips, and G.M. Whitesides, *Three-dimensional microfluidic devices fabricated in layered paper and tape*. Proc Natl Acad Sci U S A, 2008. **105**(50): p. 19606-11.
26. Pollack, M.G., R.B. Fair, and A.D. Shenderov, *Electrowetting-based actuation of liquid droplets for microfluidic applications*. Appl Phys Lett, 2000. **77**(11): p. 1725-1726.
27. Whitesides, G.M., *The origins and the future of microfluidics*. Nature, 2006. **442**(7101): p. 368-73.
28. Beebe, D.J., G.A. Mensing, and G.M. Walker, *Physics and applications of microfluidics in biology*. Annu Rev Biomed Eng, 2002. **4**(1): p. 261-86.
29. Sharp, K.V., R.J. Adrian, J.G. Santiago, and J.I. Molho, *Liquid flows in microchannels*. 2 ed. The MEMS handbook. 2005: CRC Press Taylor & Francis Group. 6.1-6.37.
30. White, F.M. and I. Corfield, *Viscous fluid flow*. 2006: McGraw-Hill NY.
31. Jeon, N.L., S.K.W. Dertinger, D.T. Chiu, I.S. Choi, A.D. Stroock, and G.M. Whitesides, *Generation of Solution and Surface Gradients Using Microfluidic Systems*. Langmuir, 2000. **16**(22): p. 8311-8316.
32. Carter, T.A., *On the Extensive Diffusion and Frequency of Starch Corpuscles, in the Tissues of the Human Body*. Edinb Med J, 1855. **1**(2): p. 130-135.
33. Brody, J.P., P. Yager, R.E. Goldstein, and R.H. Austin, *Biotechnology at low Reynolds numbers*. Biophys J, 1996. **71**(6): p. 3430-41.
34. Elvira, K.S., X. Casadevall i Solvas, R.C. Wootton, and A.J. deMello, *The past, present and potential for microfluidic reactor technology in chemical synthesis*. Nat Chem, 2013. **5**(11): p. 905-15.
35. Fiorini, G.S. and D.T. Chiu, *Disposable microfluidic devices: fabrication, function, and application*. Biotechniques, 2005. **38**(3): p. 429-46.
36. Terry, S.C., J.H. Jerman, and J.B. Angell, *A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer*. IEEE Trans Electron Devices, 1979. **26**(12): p. 1880-1886.
37. Harrison, D.J., K. Fluri, K. Seiler, Z. Fan, C.S. Effenhauser, and A. Manz, *Micromachining a miniaturized capillary electrophoresis-based chemical analysis system on a chip*. Science, 1993. **261**(5123): p. 895-7.
38. Kovacs, G.T.A., N.I. Maluf, and K.E. Petersen, *Bulk micromachining of silicon*. Proc IEEE, 1998. **86**(8): p. 1536-1551.
39. Zhao, Y.J. and T.H. Cui, *Fabrication of high-aspect-ratio polymer-based electrostatic comb drives using the hot embossing technique*. J Micromech Microeng, 2003. **13**(3): p. 430-435.
40. Becker, H. and L.E. Locascio, *Polymer microfluidic devices*. Talanta, 2002. **56**(2): p. 267-87.

41. Aumiller, G.D., E.A. Chandross, W.J. Tomlinson, and H.P. Weber, *Submicrometer resolution replication of relief patterns for integrated optics*. J Appl Phys, 1974. **45**(10): p. 4557-4562.
42. Xu, J., L. Locascio, M. Gaitan, and C.S. Lee, *Room-temperature imprinting method for plastic microchannel fabrication*. Anal Chem, 2000. **72**(8): p. 1930-3.
43. Beebe, D.J., J.S. Moore, Q. Yu, R.H. Liu, M.L. Kraft, B.H. Jo, and C. Devadoss, *Microfluidic tectonics: a comprehensive construction platform for microfluidic systems*. Proc Natl Acad Sci U S A, 2000. **97**(25): p. 13488-93.
44. McCormick, R.M., R.J. Nelson, M.G. Alonso-Amigo, D.J. Benvegno, and H.H. Hooper, *Microchannel electrophoretic separations of DNA in injection-molded plastic substrates*. Anal Chem, 1997. **69**(14): p. 2626-30.
45. Roberts, M.A., J.S. Rossier, P. Bercier, and H. Girault, *UV Laser Machined Polymer Substrates for the Development of Microdiagnostic Systems*. Anal Chem, 1997. **69**(11): p. 2035-42.
46. Pugmire, D.L., E.A. Waddell, R. Haasch, M.J. Tarlov, and L.E. Locascio, *Surface characterization of laser-ablated polymers used for microfluidics*. Anal Chem, 2002. **74**(4): p. 871-8.
47. Whitesides, G.M., E. Ostuni, S. Takayama, X. Jiang, and D.E. Ingber, *Soft lithography in biology and biochemistry*. Annu Rev Biomed Eng, 2001. **3**: p. 335-73.
48. Duffy, D.C., J.C. McDonald, O.J. Schueller, and G.M. Whitesides, *Rapid Prototyping of Microfluidic Systems in Poly(dimethylsiloxane)*. Anal Chem, 1998. **70**(23): p. 4974-84.
49. Xia, Y. and G.M. Whitesides, *Soft Lithography*. Angew Chem Int Ed Engl, 1998. **37**(5): p. 550-575.
50. Sindy, K.Y.T. and M.W. George, *Basic microfluidic and Soft Lithographic Techniques*, in *Optofluidics: Fundamentals, Devices and Applications*. 2010, McGraw-Hill Education: NY.
51. Au, A.K., W. Lee, and A. Folch, *Mail-order microfluidics: evaluation of stereolithography for the production of microfluidic devices*. Lab Chip, 2014. **14**(7): p. 1294-301.
52. Macdonald, N.P., J.M. Cabot, P. Smejkal, R.M. Guijt, B. Paull, and M.C. Breadmore, *Comparing Microfluidic Performance of Three-Dimensional (3D) Printing Platforms*. Anal Chem, 2017. **89**(7): p. 3858-3866.
53. Ho, C.M., S.H. Ng, K.H. Li, and Y.J. Yoon, *3D printed microfluidics for biological applications*. Lab Chip, 2015. **15**(18): p. 3627-37.
54. Waheed, S., J.M. Cabot, N.P. Macdonald, T. Lewis, R.M. Guijt, B. Paull, and M.C. Breadmore, *3D printed microfluidic devices: enablers and barriers*. Lab Chip, 2016. **16**(11): p. 1993-2013.

55. Kai Chua, C., K. Fai Leong, C. Sing Lim, and T. Thien Vu, *Multimedia courseware for teaching of rapid prototyping systems*. Rapid Prototyp J, 2010. **16**(2): p. 80-89.
56. Jiang, L., H. Ye, C. Zhou, S. Chen, and W. Xu. *Parametric topology optimization toward rational design and efficient prefabrication for additive manufacturing*. in *ASME 2017 12th International Manufacturing Science and Engineering Conference collocated with the JSME/ASME 2017 6th International Conference on Materials and Processing*. 2017. ASME.
57. McDonald, J.C., D.C. Duffy, J.R. Anderson, D.T. Chiu, H. Wu, O.J. Schueller, and G.M. Whitesides, *Fabrication of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)*. Electrophoresis, 2000. **21**(1): p. 27-40.
58. Jacobs, P.F., *Rapid prototyping & manufacturing : fundamentals of stereolithography*. 4th printing ed. 1992: Dearborn (Mich.) : SME.
59. Au, A.K., W. Huynh, L.F. Horowitz, and A. Folch, *3D-Printed Microfluidics*. Angew Chem Int Ed Engl, 2016. **55**(12): p. 3862-81.
60. Bartholomeusz, D.A., R.W. Boutte, and J.D. Andrade, *Xurography: Rapid prototyping of microstructures using a cutting plotter*. J Microelectromech Syst, 2005. **14**(6): p. 1364-1374.
61. Sharma, A., S. Mondal, A.K. Mondal, S. Baksi, R.K. Patel, W.-S. Chu, and J.K. Pandey, *3D printing: It's microfluidic functions and environmental impacts*. Int J Pr Eng Man-GT, 2017. **4**(3): p. 323-334.
62. Hagl, R. *Das 3D-Druck-Kompendium*. [20.08.2018]; <https://www.3d-druck-kompendium.de/abbildungen/2-3d-druck-technologien/>.
63. Gaal, G., M. Mendes, T.P. de Almeida, M.H.O. Piazzetta, Â.L. Gobbi, A. Riul, and V. Rodrigues, *Simplified fabrication of integrated microfluidic devices using fused deposition modeling 3D printing*. Sens Actuator B Chem, 2017. **242**: p. 35-40.
64. Crump, S.S., *Apparatus and method for creating three-dimensional objects*, in *Google Patents*. 1992, Stratasy Inc
65. Waldbaur, A., H. Rapp, K. Länge, and B.E. Rapp, *Let there be chip—towards rapid prototyping of microfluidic devices: one-step manufacturing processes*. Anal Methods, 2011. **3**(12): p. 2681-2716.
66. Yazdi, A.A., A. Popma, W. Wong, T. Nguyen, Y. Pan, and J. Xu, *3D printing: an emerging tool for novel microfluidics and lab-on-a-chip applications*. Microfluid Nanofluid, 2016. **20**(3): p. 50.
67. Gupta, V., M. Talebi, J. Deverell, S. Sandron, P.N. Nesterenko, B. Heery, F. Thompson, S. Beirne, G.G. Wallace, and B. Paull, *3D printed titanium micro-bore columns containing polymer monoliths for reversed-phase liquid chromatography*. Anal Chim Acta, 2016. **910**: p. 84-94.
68. Murr, L.E., S.M. Gaytan, D.A. Ramirez, E. Martinez, J. Hernandez, K.N. Amato, P.W. Shindo, F.R. Medina, and R.B. Wicker, *Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies*. J Mater Sci Technol 2012. **28**(1): p. 1-14.

69. Bonyár, A., H. Sántha, B. Ring, M. Varga, J. Gábor Kovács, and G. Harsányi, *3D Rapid Prototyping Technology (RPT) as a powerful tool in microfluidic development*. *Procedia Eng*, 2010. **5**: p. 291-294.
70. Andersen, U.V., D.B. Pedersen, H.N. Hansen, and J.S. Nielsen, *In-process 3D geometry reconstruction of objects produced by direct light projection*. *Int J Adv Manuf Syst*, 2013. **68**(1-4): p. 565-573.
71. Piqué, A., A.S. Holmes, and D. Dimos. *Rapid prototyping technologies : symposium held December 3-5, 2002, Boston, Massachusetts, U.S.A.* 2002. Warrendale, Pa.: MRS.
72. Beluze, L., A. Bertsch, and P. Renaud. *Microstereolithography: a new process to build complex 3D objects*. in *Design, Test, and Microfabrication of MEMS and MOEMS*. 1999. SPIE.
73. Pan, Y., C. Zhou, and Y. Chen, *A Fast Mask Projection Stereolithography Process for Fabricating Digital Models in Minutes*. *J Manuf Sci Eng*, 2012. **134**(5): p. 051011.
74. McDonald, W., C., J. Hall, N., M.F. Reed, L.W. Barron, T.A. Bartlett, and A. Divyanshu, *Micromirror apparatus and Methods*. 2015, Texas Instruments Inc Texas, USA.
75. Lu, Y., G. Mapili, G. Suhali, S. Chen, and K. Roy, *A digital micro-mirror device-based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds*. *J Biomed Mater Res A*, 2006. **77**(2): p. 396-405.
76. Riahi, M., *Fabrication of corner cube array retro-reflective structure with DLP-based 3D printing technology*. *Opt Rev*, 2016. **23**(3): p. 442-447.
77. Tumbleston, J.R., D. Shirvanyants, N. Ermoshkin, R. Januszewicz, A.R. Johnson, D. Kelly, K. Chen, R. Pinschmidt, J.P. Rolland, A. Ermoshkin, E.T. Samulski, and J.M. DeSimone, *Additive manufacturing. Continuous liquid interface production of 3D objects*. *Science*, 2015. **347**(6228): p. 1349-52.
78. Huang, T.Q., X. Qu, J. Liu, and S. Chen, *3D printing of biomimetic microstructures for cancer cell migration*. *Biomed Microdevices*, 2014. **16**(1): p. 127-32.
79. Kaiser, W. and C.G.B. Garrett, *Two-Photon Excitation in CaF₂:Eu²⁺*. *Phys Rev Lett*, 1961. **7**(6): p. 229-231.
80. Goppert-Mayer, M., *Elementary processes with two quantum transitions*. *Ann Phys*, 2009. **18**(7-8): p. 466-479.
81. Au, A.K., N. Bhattacharjee, L.F. Horowitz, T.C. Chang, and A. Folch, *3D-printed microfluidic automation*. *Lab Chip*, 2015. **15**(8): p. 1934-41.
82. Yun, J.S., T.W. Park, Y.H. Jeong, and J.H. Cho, *Development of ceramic-reinforced photopolymers for SLA 3D printing technology*. *Appl Phys a-Mater*, 2016. **122**(6): p. 629.

83. Urrios, A., C. Parra-Cabrera, N. Bhattacharjee, A.M. Gonzalez-Suarez, L.G. Rigat-Brugarolas, U. Nallapatti, J. Samitier, C.A. DeForest, F. Posas, J.L. Garcia-Cordero, and A. Folch, *3D-printing of transparent bio-microfluidic devices in PEG-DA*. Lab Chip, 2016. **16**(12): p. 2287-94.
84. Shallan, A.I., P. Smejkal, M. Corban, R.M. Guijt, and M.C. Breadmore, *Cost-effective three-dimensional printing of visibly transparent microchips within minutes*. Anal Chem, 2014. **86**(6): p. 3124-30.
85. Hessel, V., H. Löwe, and F. Schönfeld, *Micromixers—a review on passive and active mixing principles*. Chem Eng Sci, 2005. **60**(8-9): p. 2479-2501.
86. Stone, H.A., A.D. Stroock, and A. Ajdari, *Engineering flows in small devices: Microfluidics toward a lab-on-a-chip*. Annu Rev Fluid Mech, 2004. **36**(1): p. 381-411.
87. Hsiao, K.-Y., C.-Y. Wu, and Y.-T. Huang, *Fluid mixing in a microchannel with longitudinal vortex generators*. Chem Eng J, 2014. **235**: p. 27-36.
88. Ottino, J.M. and S. Wiggins, *Introduction: mixing in microfluidics*. Philos Trans A Math Phys Eng Sci, 2004. **362**(1818): p. 923-35.
89. Wiggins, S. and J.M. Ottino, *Foundations of chaotic mixing*. Philos Trans A Math Phys Eng Sci, 2004. **362**(1818): p. 937-70.
90. Hardin, J.O., T.J. Ober, A.D. Valentine, and J.A. Lewis, *Microfluidic Printheads for Multimaterial 3D Printing of Viscoelastic Inks*. Adv Mater, 2015. **27**(21): p. 3279-84.
91. Therriault, D., S.R. White, and J.A. Lewis, *Chaotic mixing in three-dimensional microvascular networks fabricated by direct-write assembly*. Nat Mater, 2003. **2**(4): p. 265-71.
92. Sudarsan, A.P. and V.M. Ugaz, *Fluid mixing in planar spiral microchannels*. Lab Chip, 2006. **6**(1): p. 74-82.
93. Liu, Y.Z., B.J. Kim, and H.J. Sung, *Two-fluid mixing in a microchannel*. Int J Heat Fluid Fl, 2004. **25**(6): p. 986-995.
94. Bessoth, F.G., A.J. deMello, and A. Manz, *Microstructure for efficient continuous flow mixing*. Anal Commun, 1999. **36**(6): p. 213-215.
95. Schwesinger, N., T. Frank, and H. Wurmus, *A modular microfluid system with an integrated micromixer*. J Micromech Microeng 1996. **6**(1): p. 99-102.
96. Schönfeld, F., V. Hessel, and C. Hofmann, *An optimised split-and-recombine micro-mixer with uniform chaotic mixing*. Lab Chip, 2004. **4**(1): p. 65-9.
97. Bothe, D., C. Stemich, and H.-J. Warnecke, *Fluid mixing in a T-shaped micro-mixer*. Chem Eng Sci, 2006. **61**(9): p. 2950-2958.
98. Chen, J.J. and C.H. Chen, *Investigation of Swirling Flows in Mixing Chambers*. Model Simulat Eng, 2011. **2011**: p. 1-15.

99. Jin, S.-y., Y.-z. Liu, W.-z. Wang, Z.-m. Cao, and H.S. Koyama, *Numerical Evaluation of Two-Fluid Mixing in a Swirl Micro-Mixer*. J Hydrodyn 2006. **18**(5): p. 542-546.
100. Stroock, A.D., S.K. Dertinger, A. Ajdari, I. Mezic, H.A. Stone, and G.M. Whitesides, *Chaotic mixer for microchannels*. Science, 2002. **295**(5555): p. 647-51.
101. Löwa, N., J.-M. Fabert, D. Gutkelch, H. Paysen, O. Kosch, and F. Wiekhorst, *3D-printing of novel magnetic composites based on magnetic nanoparticles and photopolymers*. J Magn Magn Mater 2019. **469**: p. 456-460.
102. EnvisionTEC. *E-Shell 600*. 2017 [08.06.18]; <https://envisiontec.com/de/3d-printing-materials/micro-materials/e-shell-600-series/>.
103. EnvisionTEC. *Safety Data Sheets*. 2017 [08.06.2018]; <https://envisiontec.com/de/safety-data-sheets/>.
104. Doser, M. *Bewertung der Biokompatibilität von Medizinprodukten*. 2015 [10.09.2018]; https://www.bioregion-stern.de/files/attachments/news/vortrag_doser.pdf.
105. EnvisionTEC, *2018-E-Shell-600-Material Properties*. 2018.
106. EnvisionTEC. *HTM 140 V2*. 2017 [08.06.18]; <https://envisiontec.com/3d-printing-materials/prototyping/htm140/>.
107. EnvisionTEC, *Datenblatt - Kochbuch_HTM140v2_GER_Ver.1.0*. 2013.
108. EnvisionTEC. *Vida HD Crown and Bridge*. 2017 [15.05.2018]; <https://envisiontec.com/3d-printers/desktop-3d-printers/vida-hi-res-crown-bridge/>.
109. EnvisionTEC, *Datenblatt - Gl_e-shell 300_500_600_V11_GB*. 2014.
110. NK-Optik, *Instruction Manual - Otoflash G171 UV-flash-device for Light Curing*. 2016.
111. EnvisionTEC, *2018-HTM-140-V2-1 - Material Properties*. 2018.
112. Pang, T.H. and H.L. Marcus, *Stereolithography Epoxy Resins SL 5170 and SL 5180: Accuracy, Dimensional Stability, and Mechanical Properties*, in *5th Symposium, Solid freeform fabrication; 1994; Austin; TX 1994*, University of Texas. p. 204-224
113. Gong, H., M. Beauchamp, S. Perry, A.T. Woolley, and G.P. Nordin, *Optical Approach to Resin Formulation for 3D Printed Microfluidics*. RSC Adv, 2015. **5**(129): p. 106621-106632.
114. Gong, H., A.T. Woolley, and G.P. Nordin, *High density 3D printed microfluidic valves, pumps, and multiplexers*. Lab Chip, 2016. **16**(13): p. 2450-8.
115. Männel, M.J., L. Selzer, R. Bernhardt, and J. Thiele, *Optimizing Process Parameters in Commercial Micro-Stereolithography for Forming*

- Emulsions and Polymer Microparticles in Nonplanar Microfluidic Devices*. Adv Mater Technol, 2019. **4**(1).
116. Sun, C., N. Fang, D.M. Wu, and X. Zhang, *Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask*. Sens Actuator A Phys, 2005. **121**(1): p. 113-120.
117. Kang, H.-W., J.H. Park, and D.-W. Cho, *A pixel based solidification model for projection based stereolithography technology*. Sens Actuator A Phys, 2012. **178**: p. 223-229.
118. Zhou, C. and Y. Chen. *Calibrating large-area mask projection stereolithography for its accuracy and resolution improvements*. in *Proceedings of Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, Texas*. 2009.
119. Chen, Y., D. Bourell, C. Zhou, and J. Lao, *A layerless additive manufacturing process based on CNC accumulation*. Rapid Prototyping J, 2011. **17**(3): p. 218-227.
120. Sager, B. and D.W. Rosen, *Use of parameter estimation for stereolithography surface finish improvement*. Rapid Prototyping J, 2008. **14**(4): p. 213-220.
121. Cedorge, T. and J. Colton, *Draft angle and surface roughness effects on stereolithography molds*. Polym Eng Sci 2000. **40**(7): p. 1581-1588.
122. Dendukuri, D., D.C. Pregibon, J. Collins, T.A. Hatton, and P.S. Doyle, *Continuous-flow lithography for high-throughput microparticle synthesis*. Nat Mater, 2006. **5**(5): p. 365-9.
123. Ye, H., A. Venkateswaran, S. Das, and C. Zhou, *Investigation of separation force for constrained-surface stereolithography process from mechanics perspective*. Rapid Prototyping J, 2017. **23**(4): p. 696-710.
124. Huang, Y.-M. and C.-P. Jiang, *On-line force monitoring of platform ascending rapid prototyping system*. J Mater Process Technol, 2005. **159**(2): p. 257-264.
125. Livesu, M., S. Ellero, J. Martínez, S. Lefebvre, and M. Attene. *From 3D models to 3D prints: an overview of the processing pipeline*. in *Computer Graphics Forum*. 2017. Wiley Online Library.
126. Ong, L.J.Y., A. Islam, R. DasGupta, N.G. Iyer, H.L. Leo, and Y.C. Toh, *A 3D printed microfluidic perfusion device for multicellular spheroid cultures*. Biofabrication, 2017. **9**(4): p. 045005.
127. Choi, J.-W., R. Wicker, S.-H. Lee, K.-H. Choi, C.-S. Ha, and I. Chung, *Fabrication of 3D biocompatible/biodegradable micro-scaffolds using dynamic mask projection microstereolithography*. J Mater Process Tech, 2009. **209**(15-16): p. 5494-5503.
128. Gong, H., B.P. Bickham, A.T. Woolley, and G.P. Nordin, *Custom 3D printer and resin for 18 mum x 20 mum microfluidic flow channels*. Lab Chip, 2017. **17**(17): p. 2899-2909.

129. Snowden, M.E., P.H. King, J.A. Covington, J.V. Macpherson, and P.R. Unwin, *Fabrication of versatile channel flow cells for quantitative electroanalysis using prototyping*. *Anal Chem*, 2010. **82**(8): p. 3124-31.
130. Rogers, C.I., K. Qaderi, A.T. Woolley, and G.P. Nordin, *3D printed microfluidic devices with integrated valves*. *Biomicrofluidics*, 2015. **9**(1): p. 016501.
131. Takenaga, S., B. Schneider, E. Erbay, M. Biselli, T. Schnitzler, M.J. Schöning, and T. Wagner, *Fabrication of biocompatible lab-on-chip devices for biomedical applications by means of a 3D-printing process*. *Phys Status Solidi A*, 2015. **212**(6): p. 1347-1352.
132. Comina, G., A. Suska, and D. Filippini, *PDMS lab-on-a-chip fabrication using 3D printed templates*. *Lab Chip*, 2014. **14**(2): p. 424-30.
133. Waldbaur, A., B. Carneiro, P. Hettich, and B. Rapp. *Computer aided microfluidics (CAMF) - High-resolution projection lithography for the rapid creation of large-scale microfluidic structures*. in *Proceedings of the 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, MicroTAS 2012*. 2012.
134. Sun, M., Y. Xie, J. Zhu, J. Li, and J.C. Eijkel, *Improving the Resolution of 3D-Printed Molds for Microfluidics by Iterative Casting-Shrinkage Cycles*. *Anal Chem*, 2017. **89**(4): p. 2227-2231.
135. Xue, D., Y. Wang, J. Zhang, D. Mei, Y. Wang, and S. Chen, *Projection-Based 3D Printing of Cell Patterning Scaffolds with Multiscale Channels*. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2018. **10**(23): p. 19428-19435.
136. Decker, C. and A.D. Jenkins, *Kinetic approach of oxygen inhibition in ultraviolet- and laser-induced polymerizations*. *Macromolecules*, 1985. **18**(6): p. 1241-1244.
137. O'Brien, A.K., N.B. Cramer, and C.N. Bowman, *Oxygen inhibition in thiol-acrylate photopolymerizations*. *J Polym Sci Pol Chem*, 2006. **44**(6): p. 2007-2014.
138. Lee, K.G., K.J. Park, S. Seok, S. Shin, D.H. Kim, J.Y. Park, Y.S. Heo, S.J. Lee, and T.J. Lee, *3D printed modules for integrated microfluidic devices*. *RSC Adv.*, 2014. **4**(62): p. 32876-32880.
139. Bertsch, A., S. Heimgartner, P. Cousseau, and P. Renaud, *Static micromixers based on large-scale industrial mixer geometry*. *Lab Chip*, 2001. **1**(1): p. 56-60.

7 Anhang – Lizenzen

Abbildung 1 (siehe S. 6):

Lizenznummer	4414261350930
Datum der Lizenz	Aug 22, 2018
Verleger	The American Association for the Advancement of Science
Veröffentlichung	Science
Titel	Long-Term Monitoring of Bacteria Undergoing Programmed Population Control in a Microchemostat
Autor	Frederick K. Balagaddé, Lingchong You, Carl L. Hansen, Frances H. Arnold, Stephen R. Quake
Datum	Jul 1, 2005
Band	309
Ausgabe	5731

Abbildung 3 (siehe S. 12), **Abbildung 4** (siehe S. 13),

Abbildung 5 (siehe S. 14), **Abbildung 6** (siehe S. 15),

Abbildung 7 (siehe S. 16) und **Abbildung 8** (siehe S. 18):

Lizenznummer	/ (E-Mail von Christian Herrmann c/o Richard Hagl)
Datum der Lizenz	Aug 20, 2018
Verleger	/
Veröffentlichung	http://www.3d-druck-kompodium.de/
Titel	Das 3D-Druck-Kompodium
Autor	Richard Hagl (Phaenom GmbH)
Datum	(abgerufen am 20.08.2018)
Band	/
Ausgabe	/

Abbildung 9 B (siehe S. 20):

Lizenznummer	4418220657147
Datum der Lizenz	Aug 29, 2018
Verleger	John Wiley and Sons
Veröffentlichung	Journal of Biomedical Materials Research
Titel	A digital micro - mirror device - based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds
Autor	Yi Lu, Gazell Mapili, Gerry Suhali, et al
Datum	Jan 27, 2006
Band	77A
Ausgabe	2

Abbildung 10 (siehe S. 27):

Lizenznummer	4414270461831
Datum der Lizenz	Aug 22, 2018
Verleger	Springer Nature
Veröffentlichung	Nature Materials
Titel	Chaotic mixing in three-dimensional microvascular networks fabricated by direct-write assembly
Autor	Daniel Therriault, Scott R. White, Jennifer A. Lewis
Datum	Mar 23, 2003
Band	2
Ausgabe	4

Abbildung 54 (siehe S. 92):

Lizenznummer	4525890587071
Datum der Lizenz	Feb 11, 2019
Verleger	John Wiley and Sons
Veröffentlichung	Advanced Materials Technologies
Titel	Optimizing Process Parameters in Commercial Micro - Stereolithography for Forming Emulsions and Polymer Microparticles in Nonplanar Microfluidic Devices
Autor	Max J. Männel, Lukas Selzer, Ricardo Bernhardt, et al
Datum	Oct 25, 2018
Band	4
Ausgabe	1

Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Jürgen Groll für die Möglichkeit der Promotion an seinem Lehrstuhl für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde.

Bei Herrn Prof. Dr. Uwe Gbureck bedanke ich mich für die Fachliche Unterstützung und die Übernahme des Referats.

Herrn Prof. Dr. Torsten Blunk danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Bei Frau Prof. Dr. Nurcan Üçeyler bedanke ich mich für die Übernahme des Schriftführens.

Sehr großer Dank gilt Herrn Dr. Tomasz Jüngst, der mich während der praktischen Durchführung und während des Schreibens maximal unterstützt hat. Durch seine kompetenten Ratschläge und sein fachliches Wissen sowie die konstruktive Kritik trug er maßgeblich zu dieser Arbeit bei.

Christoph Böhm, Philipp Reisinger, Maria und Teresa Leinfelder danke ich für die Korrekturlesungen. Bei meiner Familie bedanke ich mich, dass sie mir mein Studium und die Zeit an der FMZ möglich gemacht haben und mich stetig unterstützen.

Zum Schluss möchte ich mich bei allen Mitarbeitern der FMZ für ihre Hilfe bei der Versuchsdurchführung und Ergebnisauswertung, sowie für das hervorragende Arbeitsklima bedanken. Besonders bedanke ich mich bei, Philipp Stahlhut für die Anfertigung der REM-Aufnahmen und bei Johannes Herbig für seine Hilfe am Drucker.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name Yasmin Link
Geburtsdaten [REDACTED]
Adresse [REDACTED]
Staatsangehörigkeit Deutsch

Beruf:

Seit 15. November 2018 Vorbereitungsassistentin [REDACTED]
[REDACTED]

Studium:

2018 Promotion in der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde der Universität Würzburg
2017 Approbation als Zahnärztin, Zahnärztliches Staatsexamen
2012-2017 Studium der Zahnmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
2015 Zahnärztliche Vorprüfung
2013 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

Schulbildung:

2011 Abitur
2003-2011 [REDACTED] Gymnasium [REDACTED]
1999-2003 Grundschule [REDACTED]

Würzburg, Oktober 2019