

Praktikumsbericht 3D Druck für Bioelektronik und Biomedizinische Anwendungen

Lucas Perocco Moreira

Johann Brenner

Sommersemester 2019

Inhaltsverzeichnis

1 Motivation	4
2 Theoretische Grundlagen	5
2.1 Stereolithographie	5
2.2 Tintenstrahldrucken	5
3 Material und Methoden	6
3.1 Stereolithografisches Drucken	6
3.1.1 Preparation des CAD Models	6
3.1.2 Durchführung	7
3.1.3 Oberflächenvermessung	8
3.1.4 Silanisierung der Objektträger und Sensoren	8
3.1.5 Mikrofluidik	9
3.2 Inkjet Drucker	10
3.2.1 Vorbereitung der Polyvinylpyrrolidon-Silber-Nanopartikel	10
3.2.2 Vorbereitung der Polyvinylpyrrolidon-Tinte	10
3.2.3 Inkjet Druck	10
3.2.4 Galvanisieren	10
3.2.5 Aerosol Druck	11
3.3 Elektrochemische Methoden	12
3.3.1 Elektrochemische Impedanzspektroskopie	12
3.3.2 Cyclovoltammetrie	12
4 Ergebnisse	13
4.1 Druckerauflösung	13
4.1.1 Teststrukturen	13
4.1.2 Auflösung	15
4.2 Passivierungsstrukturen	18
4.3 Bonding	19
4.4 Elektrochemische Vermessung des Passivierungslayers	21
4.5 Flussratensor	22
4.6 3D-Druck der Elektrodenstrukturen	23
4.7 Galvanisierung der Silberelektroden	24
4.8 Aerosoldruck der Pillar-Strukturen	24
5 Diskussion der Ergebnisse	25

6 Fazit und Ausblick	26
7 Ergänzende Datenauswertungen	27

1 Motivation

Rapid Prototyping von Strukturen mittels 3D-Druck ist essentiell für die Entwicklung von Mikro- und Nanotechnologie, denn die Einfachheit des Computer-gestützten Designs (CAD) und der additive Herstellungsprozess bergen viele Vorteile im Vergleich zu herkömmlichen Methoden wie Fotolithografie oder Fräsen - beispielsweise die verkürzte Design- und Herstellungszeit, der geringere Materialverbrauch und die Möglichkeit verschiedene Materialien in einem Bauteil zu verwenden.[1, 2] Durch Forschung an biokompatiblen Materialien und in der Nanopartikeltechnologie, können nun auch elektro-nische Sensoren und medizinische Prothesen kostengünstig hergestellt werden.[3, 4] Im Gegensatz zu herkömmlichen Druckern, konnten mit den in diesem Praktikum ver-wendeten Methoden Leiterbahnen für elektrochemische Sensoren und biokompatible Polymere in Mikrometer-Auflösung gedruckt werden.[5] Ziel des Praktikums war es, das Auflösungsvermögen eines Stereolithografen zu charakterisieren und dessen Prozess-protokoll für den Bau von Flusssensoren in einer Mikrofluidik zu optimieren. Aufgrund von Streueffekten im Harz und an der reflektierenden Oberfläche des Druck-Halters wird vermutet, dass auch an Stellen neben den belichteten Pixel polymerisiert wird. Nach den Drucken sollten somit minimale Öffnungsbreiten oder Durchmesser analysiert wer-den. Für Passivierungsdrucke direkt auf Substraten wird getestet, wie optimal diese auf den Substraten bonden und ob sich auf den Öffnungen ein Mikrofilm bildet. Im Falle geschlossener Elektroden soll hier ein Nachätzen der Elektroden mit Schwefelsäure getestet werden. Zudem sollten die verwendeten Sensoren mittels Elektrochemischer Impedanzspektroskopie (EIS) bzw. Cyclovoltammetrie (CV) charakterisiert werden. Ein weiteres Ziel des Praktikum war es, mittels Inkjet-Printing drei-dimensionale Elektroden-strukturen für den Aufbau eines Zellkultursensor-Systems zu drucken, welches aufgrund technischer Probleme nach zwei Prozessschritten eingestellt wurde.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Stereolithographie

Stereolithographisches (SLA) 3D-Drucken kreiert feste dreidimensionale Objekte Schicht für Schicht mittels additiver Fertigungstechnik. Dabei wird ein Halter, auf welchem die Struktur gedruckt wird, in ein mit Harz gefülltes Reservoir eingetaucht und Schicht für Schicht angehoben. Anfangs taucht der Halter bis zum Boden, hebt sich dann um eine Schichthöhe und nun wird die erste Schicht belichtet, wobei die Belichtung das Harz polymerisiert und aushärtet. Für die nächste Schicht fährt der Halter wieder eine Schicht höher und die nächste wird belichtet, welche auch mit der ersten Schicht polymerisiert und so tatsächlich auch eine chemische Verbindung hergestellt wird, anders zu sog. Fused-Deposition-Modeling (FDM) Drucker, die die einzelnen Schichten nur physikalisch bzw. thermisch miteinander verbinden.

2.2 Tintenstrahldrucken

Ein Tintenstrahl oder Inkjet Drucker druckt sowohl zweidimensionale als auch dreidimensionale Strukturen, jedoch in kleineren Auflösungen verglichen mit dem SL-Drucker. Zudem können hier mit unterschiedlichen Tinten gedruckt werden, die beispielsweise leitfähig oder wasserlöslich sein können. Die Flüssigkeit im Tintenreservoir wird mit Hilfe eines piezoelektrischen Wandlers angeregt, sodass aus einer sehr schmalen Düse einzelne Tropfen mit Volumen von wenigen pL herausschießen, auf dem Substrat auftreffen und dort Punkte bilden. Mit geschickter Ansteuerung des Druckkopfs und Überlagerung der einzelnen Punkte können dreidimensionale Strukturen erzeugt werden.

3 Material und Methoden

3.1 Stereolithografisches Drucken

Zunächst sollen die Grenzen bzgl. lateraler und vertikaler Auflösung eines Stereolithographen (50X, Miicraft) mit einer Pixelauflösung von 30 µm erfasst werden. Dazu werden verschiedene sowohl Single- als auch Multilayer Strukturen gedruckt.

3.1.1 Preparation des CAD Models

Mit einer Pixelauflösung des Druckers von 30 µm wurden die Strukturen so modelliert, dass diese an einem 30 µm x 30 µm Raster ausgerichtet sind, damit später beim Druckauftrag der Slicer an die Wänden der Kanäle volle Pixel und im Kanal nicht belichtet. Bei einem Misalignment wird der Kanal teilweise belichtet, somit auch mitpolymerisiert und es bildet sich im Kanal eine feste Struktur, die vermieden werden soll.

Axonioden

Axonioden werden für Nachbildung von unidirektionalen, synaptischen Verbindungen gebraucht. Hier werden Dreiecke hintereinander gesetzt und mit einem dünnen Kanal verbunden. Dies ist in nebenstehender Abbildung zu erkennen.

Die Dreiecke sorgen dafür, dass nur die Source-Axone von der Hypotenuse des ersten Dreiecks mit Hilfe der beiden Katheten wieder zum Kanal und das bis zum Kanal des letzten Dreiecks zum Ziel-Axon schafft. Aus Sicht des Ziel-Axons wird es durch die auseinander laufenden Katheten daran gehindert die Kanäle zu durchlaufen und beim Source-Axon anzukommen.[6]

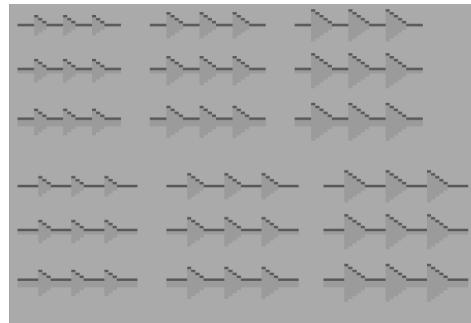


Abbildung 1: Modellierte, pixelausgerichtete Axon-Guiding Strukturen

Wells

Wells sind für Elektroden vorgesehen. Da diese bei rechteckigem Design an den Ecken nicht gut genug belichtet werden und daher eher rund ausfallen, wird außerhalb des Quadrats an jeder Ecke ein weiteres Pixel hinzugefügt, welches mitbelichtet wird und die Struktur letztendlich keine runden Ecken enthält.

Kanäle

Die Strukturen aus Inventor und Fusion werden dann in Fusion zu einer Datei zusammengeführt und auf eine 3 mm dicke Basis platziert. Es werden Strukturgruppen in vier

unterschiedlichen Höhen gedruckt: 10 µm, 25 µm, 50 µm und 100 µm. Die Datei wird darauf als .stl-Datei exportiert und kann an den Drucker weitergegeben werden.

Um die maximale Auflösung des Druckers zu analysieren werden aufgrund der vom Hersteller angegebenen lateralen Auflösung von 30 µm, alle Strukturen in Vielfachen von 30µm-Pixeln realisiert. Bei einer Struktur wird versucht, einen 15 µm breiten Kanal zu konstruieren, indem zwei 30µm-Pixelreihen teilweise belichtet werden und sich in der Mitte der beiden ein dünner Kanal bildet. So werden Kanalbreiten von 30 µm bis 150 µm in 30 µm Schritten erstellt. Auch um 45° gedrehte Kanäle werden gedruckt, um schräge Strukturen zu analysieren.

Es soll nicht nur die Auflösung des Druckers erfasst werden, sondern auch welche Layerhöhen verlässlich möglich sind, beispielsweise ob eine 100 µm hohe Struktur besser mit zehn mal 10 µm Layer, vier mal 25 µm oder ein mal 100 µm Layer gedruckt wird und auch, ob eine 10 µm hohe Struktur überhaupt Kanäle frei druckt.

3.1.2 Durchführung

Zunächst wird das Reservoir des Druckers mit einem Harz (MedicalPrintClear (MPC) oder eigens gemischter Poly(ethylenglycol) diacrylat (PEGDA) - Lösung) gefüllt. PEGDA-Lösung wird mit 2% Fotoinitiator Omnidrad 2100 (IGM), 0.1% UV-absorbierender 5-Benzoyl-4-hydroxy-2-methoxybenzolsulfonsäure (HMBS, Sigma) und 0.01 % Oxidationsmittel 2,2,6,6-Tetramethylpiperidinyloxy (TEMPO, Sigma) in PEGDA (mittlere Molmasse 250, Sigma) in einem Ultraschallbad (VWR) gemischt. Die .stl-Datei wird in der Miicraft Software gesliced und mit den gewünschten Druckeinstellungen in eine Mii-Datei konvertiert, die letztendlich zum Druck aufgegeben wird. Die verwendeten Druckeinstellungen waren hierbei (außer anders spezifiziert) 125 % Leistung und 1s Exposurezeit für Standardlagen, sowie eine Basislage bei einer Exposurezeit von 3s.

Nach der Fertigstellung wurde ein Skalpell verwendet, um den Druck von dem Picker zu entfernen. Anschließend wurde das gedruckte Objekt mit Isopropanol (99%, Sigma) abgespritzt und für Zeiten von 5, 10 oder 30 Minuten in Isopropanol in einem Ultraschallbad gereinigt. Am Ende des Prozesses wurde der Druck mit Pressluft getrocknet und in einem Polymerisationsgerät (Otoflash G171) mit 2000 Blitzen unter einer Schutzgasatmosphäre aus Stickstoff ausgehärtet. Dieses strahlt im Wellenlängenbereich von 280 nm - 580 nm mit einer Leistung von 200 Watt. Mit 10 Blitzen pro Sekunde ergibt sich somit eine Belichtungszeit von 3 Minuten und 20 Sekunden bei einer Leistung von 200 W, also idealerweise einer Energie von 11,1 Wh. Optional kann der Druck anschließend im Ofen bei 40°C getrocknet werden, um die restlichen Lösungsmittel aus dem Druck zu verdunsten.

3.1.3 Oberflächenvermessung

Für die Oberflächenvermessung der gedruckten Objekte wurde ein konfokales Laser-Mikroskop (Profilometer VK-X 200, Keyence) genutzt. Dazu wurden Bilder optisch und mit dem Laserprofilometer in vorgegebenen Fokuslimits aufgenommen und aneinander gestitcht, um den gesamten Druck später vermessen zu können. Anschließend wurden mittels des Multi-File Analyzers (Keyence) standardisierte, manuelle Messungen von Profiltiefen, teils mit einem Durchschnitt von 5-20 Linien durchgeführt. Das Standardprotokoll bestand sich zum Einen aus der Vermessung aller Kanalstrukturen mittels einer Linie senkrecht zum Kanal mit einem Durchschnitt aus 20 Linien. Zum Anderen wurden die Wells mit verschiedenen Linien angepasst auf deren Größe vermessen (30 µm: 1 Linie, 60 µm: 2 Linien, ab 90 µm: 5 Linien).

3.1.4 Silanisierung der Objektträger und Sensoren

Damit MPC oder PEGDA besser am bzw. überhaupt erst am Objektträger oder Chips haftet, mussten diese zunächst silanisiert werden. Das Silanisierungsprotokoll lief wie folgt ab:

1. Ultraschall in purem Toluol für 5 min; Behälter mit Parafilm verschließen, um Verdunstung zu vermeiden
2. Plasmaaktivierung bei 0.8 mbar O₂ und 100 % Leistung für 5 min
3. Inkubation im Silan-Lösung für einen Tag; Silan-Lösung wurde aus 5 % 3-trimethoxysilylpropyl methacrylat (TMSPMA) in Toluol hergestellt; Behälter mit Parafilm verschließen, um Verdunstung zu vermeiden
4. Erneut Ultraschall in purem Toluol für 5 Minuten; Behälter mit Parafilm verschließen, um Verdunstung zu vermeiden
5. Mehrmals mit dH₂O abspülen; gegebenfalls kurz Ultraschall, bis sich weißer Film von Objektträgern löst
6. Trocknen mit Pressluft
7. Trocknen im Ofen bei 120 °C für eine Stunde
8. Lagerung im Ofen bei 75 °C

3.1.5 Mikrofluidik

Zum Design der Mikrofluidik wurden einige theoretische Betrachtungen unter verschiedenen Vereinfachungen getroffen. Verbindungen zwischen den einzelnen Komponenten wurden vernachlässigt und die Dimensionen als ideal angenommen. Als Schlauch wurden jeweils 20 cm Tygon Tubing (Außen - Ø: 1/16", Innen - Ø: 1/32") verwendet. Die rechteckige Zu- und Ableitung besitzt jeweils Dimensionen ($l \times b \times h$) von 3.7 mm x 1.0 mm x 300 µm. Der Messkanal über dem Sensor misst 8 mm x 1.0 mm x 300 µm.

So ergibt nach der Reynoldszahl über dem Flussratensensor mit der Dichte von Wasser $\rho = 1000 \text{ kg m}^{-3}$ und einer charakteristischen Kanalbreite w von 1 mm nach (1) eine laminare Strömung für Geschwindigkeiten unter 2.3 m s^{-1}

$$Re = \frac{\rho v w}{\eta} < 2300 \quad (1)$$

Unter der Vernachlässigung sämtlicher kapazitiver Effekte ergibt sich ein Netzwerk aus rein seriellen Widerständen, für welche Formel (2) gilt.[7] In den folgenden Formeln bezeichnen l , w , h und r jeweils die charakteristischen Dimensionen Länge, Breite, Höhe und Radius. Mit der Beschränkung auf Wasser als Medium ergibt sich die dynamische Viskosität η zu 1 mPas. Mit geeigneten Annahmen ($h < w$) vereinfacht sich Gleichung (7) zu (8).[8] Mit diesen Gleichungen ergeben sich also $R_{Schlauch}$ zu $1.98 \times 10^9 \text{ Pas m}^{-3}$, R_{Kanal} zu $4.38 \times 10^9 \text{ Pas m}^{-3}$ und R_{Zulauf} zu $2.03 \times 10^9 \text{ Pas m}^{-3}$.

$$Q = \frac{\Delta p}{\sum_{Fluss} R} \quad (2)$$

$$\sum_{Fluss} R = R_{Schlauch} + R_{Zulauf} + R_{Kanal} + R_{Ablauf} + R_{Schlauch} \quad (3)$$

$$R_{Zulauf} = R_{Ablauf} \quad (4)$$

$$\sum_{Fluss} R = 2 \cdot R_{Schlauch} + 2 \cdot R_{Zulauf} + R_{Kanal} \quad (5)$$

$$R_{Schlauch} = \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \frac{8 \cdot 1 \text{ mPas} \cdot 200 \text{ mm}}{\pi \cdot 1.58 \text{ mm}^4} = 8.17 \times 10^7 \text{ Pas m}^{-3} \quad (6)$$

$$R_{Kanal,Zulauf} = \frac{12\eta l}{w h^3} \left[1 - 6 \left(\frac{h}{w} \right) \sum_{n=0}^{\infty} \left(\frac{(2n+1)\pi}{2} \right)^{-5} \tanh \left(\frac{(2n+1)\pi w}{2} \right) \right]^{-1} \quad (7)$$

$$R_{Kanal,Zulauf} \approx \frac{12\eta l}{w h^3 (1 - (0.630h)/w)} \quad (8)$$

Daher ergibt sich folgende Relation für die Flussrate abhängig vom angelegten Druck:

$$Q(\Delta p) = \frac{\Delta p}{1.10 \times 10^{10} \text{ Pas m}^{-3}} \quad (9)$$

3.2 Inkjet Drucker

3.2.1 Vorbereitung der Polyvinylpyrrolidon-Silber-Nanopartikel

Die Polyvinylpyrrolidon-Silber-Nanopartikel (PVP-AgNP) wurden mit einer 1ml-Spritze, durch einen Spritzenfilter (0.2 µm, Whataman) über eine Kanüle in die Druckerkartusche für den Inkjet-Drucker (CeraPrinter F-Series, CeraDrop) dispensierte. Die Kartusche wird mit einem Druckkopf mit 1pL-Düsen verbunden. Anschließend wurde für das Substrat die Folie aus Polyethylennapthalat des Typs Q65HA auf die Größe A6 zugeschnitten, um die Druckplatte des Inkjet-Druckers zu bedecken.

3.2.2 Vorbereitung der Polyvinylpyrrolidon-Tinte

Für die Vorbereitung der PVP-Tinte wird ein 2:1 Gemisch von doppelt destilliertem Wasser und Triethylenglycol mit einem Gesamtvolumen von $V_{ges} = 3 \text{ ml}$ hergestellt. Anschließend wird das PVP mit einer Masse von 5% des V_{ges} , was einer Masse von 150 mg entspricht, mittels Feinwage eingewogen. Das PVP-Pulver in der Mischung wird durch einen Magnetrührer aufgelöst und auch hier wie bei der PVP-AgNP-Tinte in eine 1pL-Kartusche dispesierte.

3.2.3 Inkjet Druck

Für den Druck wird sowohl der Chuck als auch die Nozzle auf 30 °C geheizt um Raumtemperaturschwankungen zu ignorieren, eine hohe Reproduzierbarkeit mit möglichst konstanten Eigenschaften zu erzielen und um Advektion beim Druck zu verhindern. Die zugeschnittene A6 Folie wird auf den Chuck gelegt und per Vakuum festgehalten. Nach Inspektion der 16 Nozzles mit Hilfe einer Kamera, ob 16 Droplets nebeneinander zu sehen sind, wird das Druck-Pattern und die Infill-Dichte der zu gedruckten Struktur analysiert, sodass der Druck aufgegeben werden kann. Nach dem Druck wird die Folie mit den gedruckten Strukturen in einem Ofen (Memmert) bei 65 °C für mehrere Stunden getrocknet.

3.2.4 Galvanisieren

Da die Strukturen aus Silber-Nanopartikeln (AgNP) cytotoxisch sind, werden die Elektroden mit Gold beschichtet, um die Biokompatibilität zu garantieren. Dafür werden auf die gedruckten Chips 300 µl einer Gold-Cyanid-Lösung (KAuCN_2) aufgetragen, die das komplexgebundene Gold für die Oberflächenbeschichtung enthält. In die Lösung wird eine Referenzelektrode und eine Platinelektrode gelegt, die Gegenelektrode sind alle Silberstrukturen selbst, die über einen Sockel (IC51-390, Yamaichi) kurzgeschlossen und mit einer Krokodil-Klemme mit dem Potentiostat (VSP-300, BioLogic) verbunden

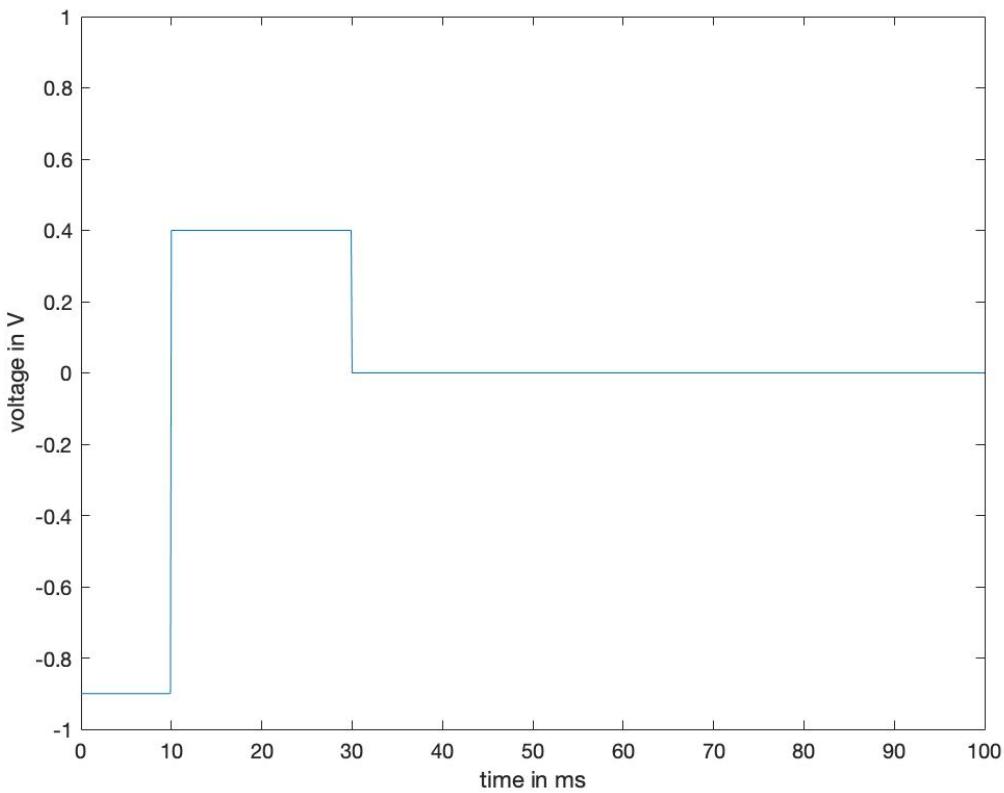


Abbildung 2: Charakteristischer Puls des Potentiostaten in einem Galvanisierungszyklus.

sind. Für die Galvanisierung werden 12.000 Zyklen einer Pulsfolge durchgeführt. Der Puls besteht zunächst aus einer 20 ms langen Spannung von -0.9 V, gefolgt von 10 ms +0.4 V und abschließend 70 ms lang eine Spannung von 0 V. Somit dauert ein Zyklus 0.1 s, sodass ein kompletter Galvanisierungsprozess 20 Minuten benötigt. Die Pulsfolge ist in folgender Grafik abgebildet.

3.2.5 Aerosol Druck

Um leitfähige, dreidimensionale Strukturen mittels Aerosol-Jetting zu drucken, wurde zuerst eine, auf Poly-3,4-ethylendioxythiophen polystyrolsulfonat (PEDOT:PSS) basierende, Lösung mit u.a. Carbon-Nano-Tubes (für eine verbesserte Leitfähigkeit) und Zellulose (für verbesserte mechanische Stabilität) versetzt. Nachdem Tinte und assemblede Mechanik in den 3D-Drucker geladen waren, wurden die Drücke von Scherung, Absaugung und Atomisierung auf je 600 ccm min^{-1} , 615 ccm min^{-1} und 15 ccm min^{-1} für einen kontinuierlichen, homogenen Tröpfchenstrom aus allen Nozzles geregelt.

3.3 Elektrochemische Methoden

Soweit nicht anders spezifiziert, wurden die folgenden Parameter für das jeweilige Messverfahren verwendet. Die generierten Daten wurden mittels der PSTrace 5 (PalmSens) und MATLAB (MathWorks) Software analysiert und geplottet.

3.3.1 Elektrochemische Impedanzspektroskopie

Um die Durchlässigkeit des Passivierungslayers bzw. die Impedanz der einzelnen Elektroden zu bestimmen, wurde ein Impedanzspektrogramm mit einem Multiplex - Potentiostaten (Palmsens 3, PalmSens) erstellt. In diesem wurde in einem Bereich von 0.1 Hz bis 1×10^6 Hz mit einem Gleichanteil von 0 V, sowie einem Wechselanteil von 100 mV der resultierende Strom gegen eine Ag/AgCl Elektrode in einer Umgebungslösung von 5 mM Kaliumhexacyanidoferrat(III) (FeCy) in 100 mM Kaliumchlorid (KCl) Lösung in 41 Schritten gescannt. Für diese Messung wurde ein Sensorchip mit der unpassivierten Seite in einen Sockel (IC51-390, Yamaichi) eingespannt. Anschließend wurden 500 µL der Standardlösung einpipettiert und die Referenz- bzw. Arbeitselektrode darin positioniert.

3.3.2 Cyclovoltammetrie

Die Messungen der CV gliederten sich in zwei Unterabschnitte. Zum Einen wurde die Sensitivität der Elektroden mittels CV vermessen, zum Anderen wurde CV genutzt, um während der Elektrodenreinigung mit Schwefelsäure eine Oxidation der Elektrodenoberfläche um einige Atomlagen zu erzeugen. Generell wurde die CV in einer Dreielektroden-Konfiguration gegen ein Ag/AgCl-Elektrode aufgenommen.

Sensitivitätscharakterisierung Für eine Sensitivitätscharakterisierung wurden zwei CV in 5 mM FeCy in 100 mM KCl-Lösung von –0.2 V bis 0.6 V in 10 mV Schritten und mit einer Scan-Rate von 50 mV s^{-1} aufgenommen.

Reinigungs-CV Zur Reinigung der Elektroden in Schwefelsäure wurden diese (wiederum durch den Yamaichi-Sockel an den Potentiostaten angeschlossen) mit ca 300 µL 13 % H₂SO₄ (Schwefelsäure, Sigma) inkubiert und kurzgeschlossen. Während der Inkubation erzeugte man 40 CV-Hysteresen an allen (kurzgeschlossenen) Elektroden von –0.5 V bis 1.5 V in 10 mV Schritten mit einer Scan-Rate von 500 mV s^{-1} . Schlussendlich wurde die Schwefelsäure mehrmals mit dH₂O von den Elektroden gewaschen.

4 Ergebnisse

4.1 Druckerauflösung

4.1.1 Teststrukturen

Um die Auflösungslimits des Stereolithografen zu evaluieren, wurden verschiedene Teststrukturen designt (Abb. 3). Diese bestanden aus pixelausgerichteten Kanälen mit den Breiten 15 µm, 30 µm, 60 µm, 90 µm, 120 µm und 150 µm, Quadraten aus einem Vielfachen der Auflösung ($30\text{ }\mu\text{m} \times 30\text{ }\mu\text{m}$, $60\text{ }\mu\text{m} \times 60\text{ }\mu\text{m}$, ..., $240\text{ }\mu\text{m} \times 240\text{ }\mu\text{m}$), sowie denselben vorhergenannten Quadraten mit einem zusätzlichen Pixel diagonal an den äußeren Ecken.

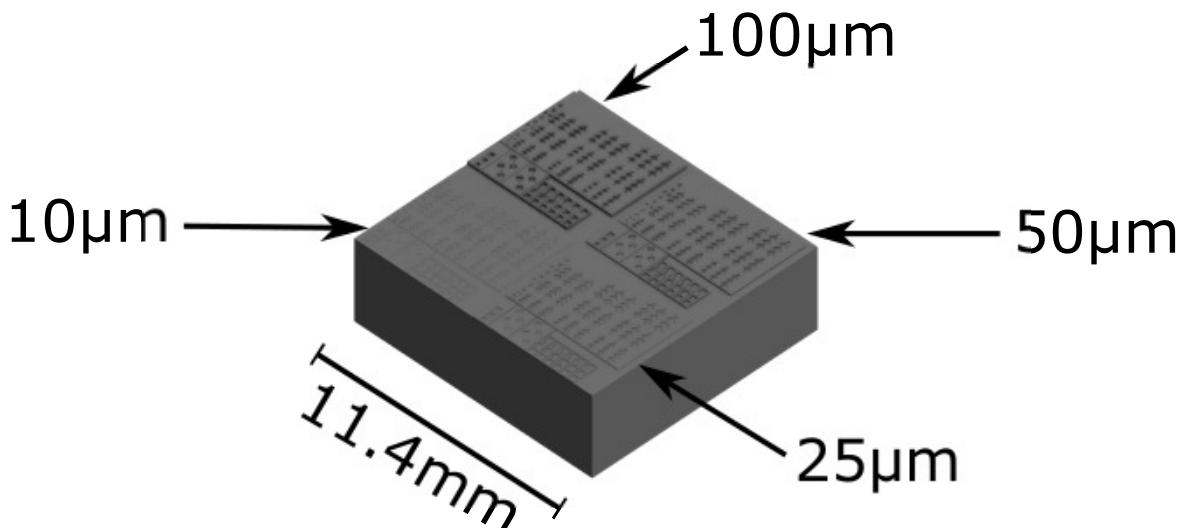


Abbildung 3: Testdruck für die Auflösungsevaluation mit einem 2x2 Array derselben Struktur in den Layerhöhen 10 µm, 25 µm, 50 µm und 100 µm auf einem 3 mm hohen Quader mit quadratischer Grundfläche (Kantenlänge 11.4 mm).

Des Weiteren wurden verschiedene - ebenfalls pixelausgerichtete - Axondioden-Strukturen getestet. Bei solchen Kanälen wurden einerseits die Kanalbreite (1 px bis 3 px) und -länge (3 px bis 5 px) in den Durchgängen zwischen einzelnen Dioden und andererseits die Größe der dreieckigen Dioden (3-5 Stufen) variiert. Zu Testzwecken wurden außerdem um 45° gedrehte Kanäle, Quadrate und Wells in das Layout aufgenommen, jedoch aus Zeitgründen nicht ausgewertet.

Das fertig erstellte Layout wurde dann auf einem Quader mit den Maßen 11.4 mm \times 11.4 mm \times 3 mm mit den Höhen 10 µm, 25 µm, 50 µm und 100 µm extrudiert. Dieses Werkstück diente nun als Standard für 3D-Drucke mit zwei verschiedenen Resins (MPC und PEGDA) auf den Slicerhöhen 10 µm, 25 µm, 50 µm und 100 µm.

Um die Druckbarkeit einer einlagigen Passivierungsschicht auf den Sensorchip mit definierter Öffnungsbreite und den zurückbleibenden Resin-Mikrofilm auf der Öffnung zu evaluieren, wurde eine zweite Teststruktur designt (Abb. 4). Hier wurden sowohl rechteckige Öffnungen verschiedener Breiten und Längen, als auch dieselben Öffnungen mit einer angeschlossenen Aufweitung auf beiden Seiten getestet. Diese Strukturen wurden einerseits pixelausgerichtet und anderseits um 45° gedreht mit $10\text{ }\mu\text{m}$ und $20\text{ }\mu\text{m}$ Höhe auf einen Mikroskopieträger gedruckt. Die Kanaldimensionen wurden mit folgenden Parametern designt:

- **Breite:** $30\text{ }\mu\text{m}$, $60\text{ }\mu\text{m}$, $90\text{ }\mu\text{m}$, $120\text{ }\mu\text{m}$, $150\text{ }\mu\text{m}$, $210\text{ }\mu\text{m}$, $300\text{ }\mu\text{m}$ und $510\text{ }\mu\text{m}$
- **Länge:** $300\text{ }\mu\text{m}$, $600\text{ }\mu\text{m}$ und $900\text{ }\mu\text{m}$
- **Endseiten:** Flache Enden, Endaufweitung mit Breite $600\text{ }\mu\text{m}$ und Länge $300\text{ }\mu\text{m}$

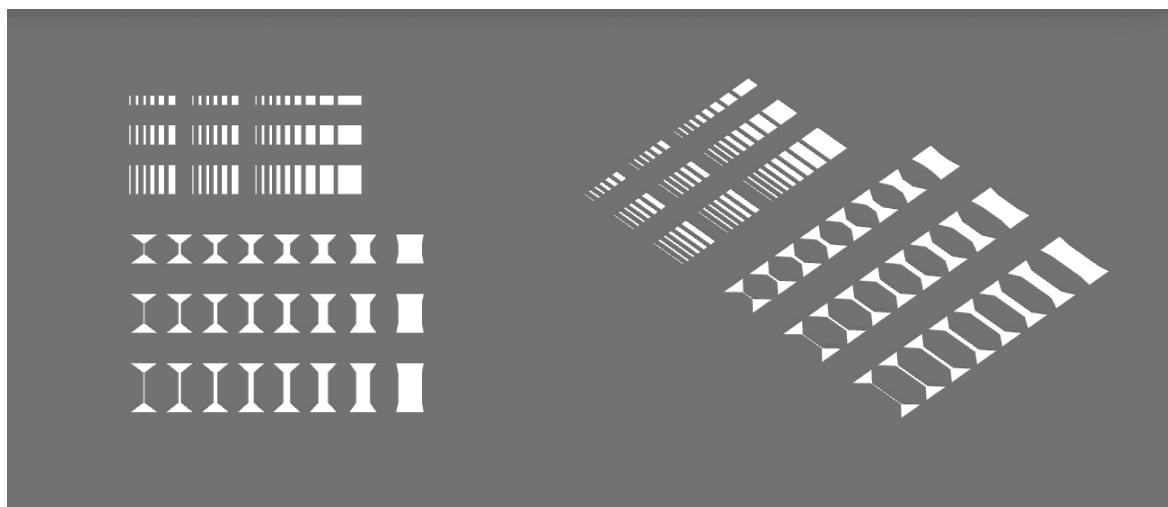


Abbildung 4: Teststrukturen für die Bestimmung der Auflösung von Ein-Lagen-Drucken, sowie vorhandener Mikrofilme.

4.1.2 Auflösung

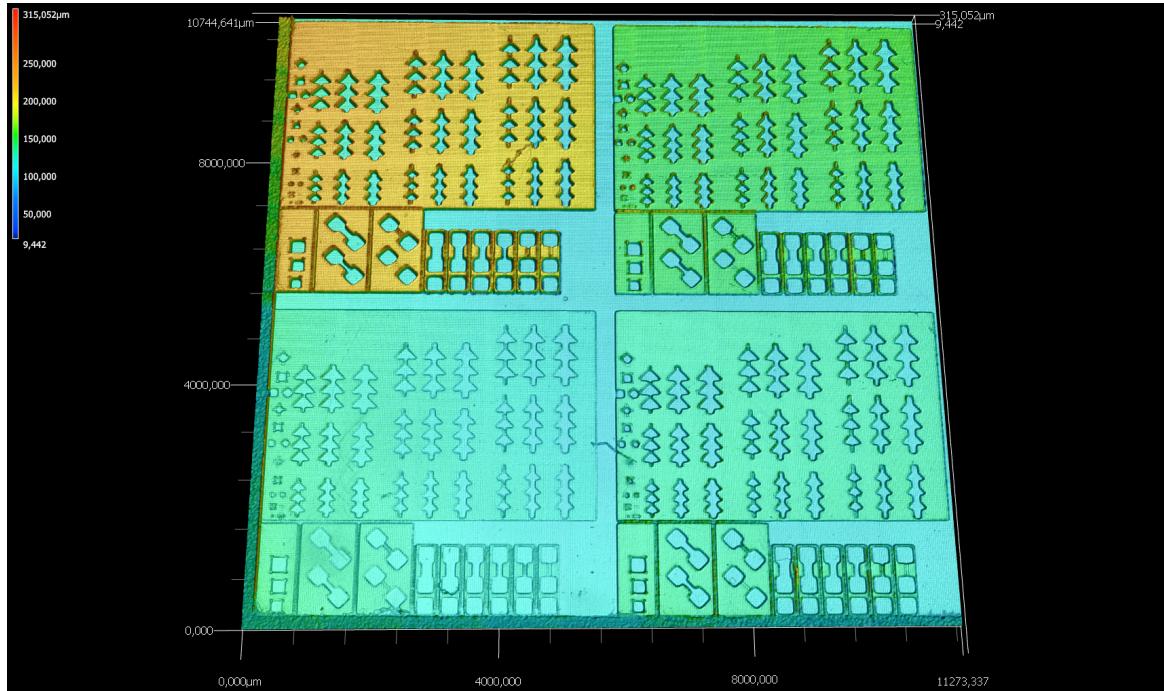


Abbildung 5: Oberflächenprofil des PEGDA Werkstücks mit 10 µm z-Auflösung.

Die Oberflächenvermessung der Testdrucke sollte nun die laterale und Tiefenauflösung des Druckers charakterisieren. Bereits vor der Durchführung bestand die Annahme, dass die höhere Viskosität des MPC gegenüber des PEGDA Resins die Auflösung negativ beeinflussen könnte, da mehr Material in den Strukturöffnungen diffusiv ausgehärtet würde. Dies bestätigt ein Vergleich der Einzellagenstrukturen mit 10 µm Höhe.

Der PEGDA-Druck (Abb. 7) zeigt eine im Durchschnitt höhere Tiefe als ursprünglich angepeilt. Das legt den Schluss nahe, dass zu wenig Resin in der Tiefe quervernetzt wird. Gleichzeitig erhöht diese geringere Aushärtung die laterale Auflösung im Vergleich zu MPC. Diese Annahme wird qualitativ dadurch gestützt, dass die MPC Breiten konträr zum PEGDA zumeist unter der nominellen Breite liegen.

Im Gegensatz zum PEGDA-Druck fehlen bei MPC (Abb. 6) bereits die 15 µm breiten Kanäle komplett und die Tiefen nähern sich erst ab 150 µm Strukturbreite (also 5 Pixeln) den angepeilten 10 µm. Dasselbe Bild ergibt sich für die ausgewerteten Höhen von 25 µm und 50 µm unter Punkt 7. Zusätzlich sind bei den 3D-Profilometeraufnahmen der PEGDA-Drucke (im Gegensatz zu MPC) die Grenzen der einzelnen Mikrospiegel sichtbar. Daraus kann man einerseits eine allgemein höhere Auflösung mit diesem Resin schließen, andererseits scheint eine homogene Oberfläche der Strukturen nicht gegeben zu sein. Wir vermuten, dass die Pixelkanten durch die Überlappung von aneinanderliegenden Linsen verursacht werden.

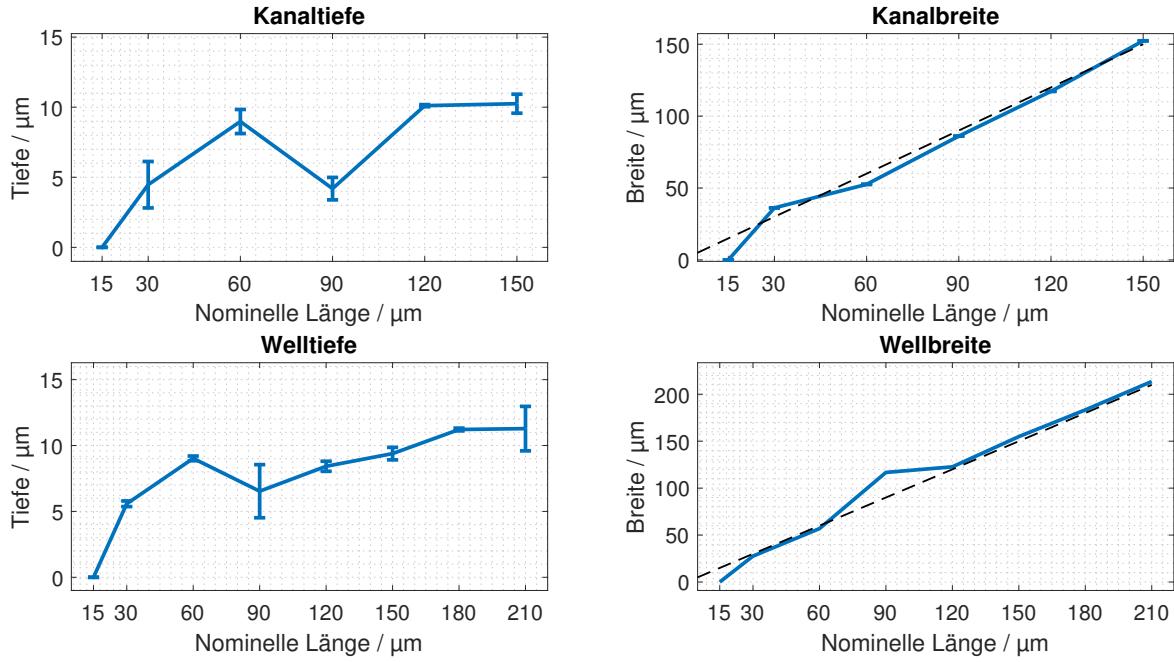


Abbildung 6: Profilometrie des $10 \mu\text{m}$ -Einzellayers aus MPC. Da in den Kanalbreiten keine laterale Varianz messbar war (siehe Fehlerbalken Kanalbreite), wurden Fehlerberücksichtigungen bei den Breitenprofilen vernachlässigt. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.

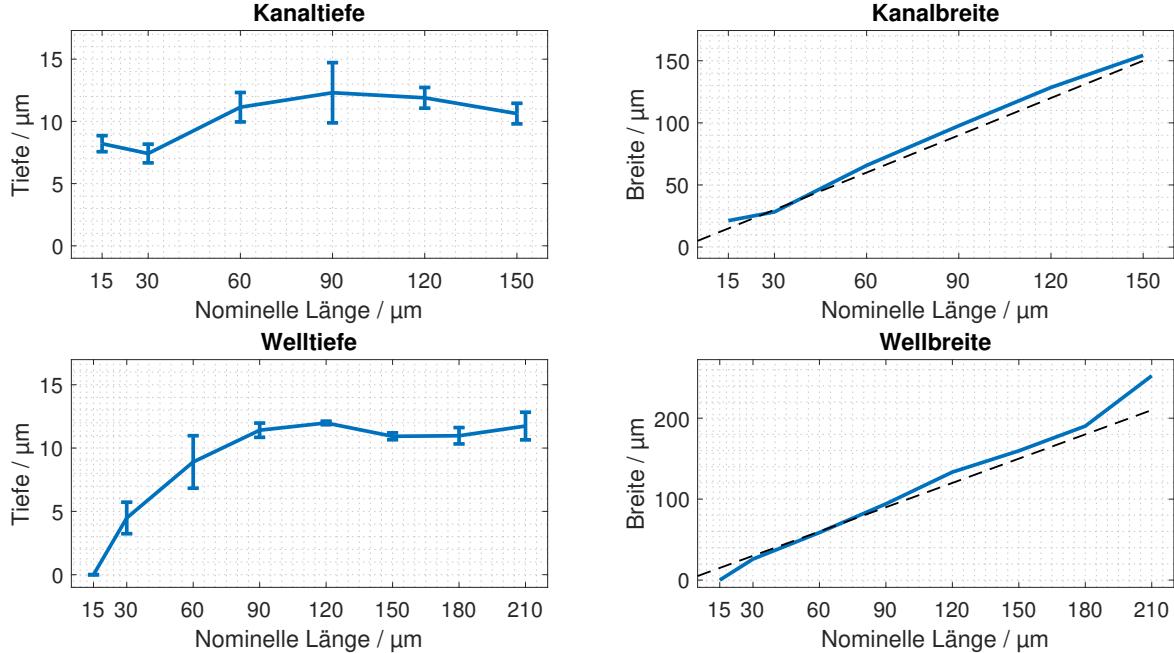


Abbildung 7: Profilometrie des $10 \mu\text{m}$ -Einzellayers aus PEGDA. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.

Als weiterer Punkt der Druckercharakterisierung wurde der Einflusses von Lichtintensität auf das Druckergebnis bestimmt. Aus Zeitgründen wurde hierbei die Leistung bei dem 50 µm-Einzellayer der MPC-Drucke einmalig von 125 % auf 100 % - also um 20 % - verringert. Die Exposurezeit von 1 s wurde konstant gehalten. Mit der verringerten Lichtleistung sollte dem diffusiven Quervernetzen des Resins an ungewollten Stellen entgegengewirkt werden.

Qualitativ kann man aus den Auswertungen von 50 µm bei 125 % (Abb. 8) und 100 % (Abb. 9) erschließen, dass insbesondere 15 µm und 30 µm Kanäle mit geringerer Leistung überhaupt erst aufgelöst werden können.

Aus ungeklärter Ursache sind die mit geringerer Leistung gedruckten Strukturen näher an der nominellen Tiefe von 50 µm, als diejenigen der Standardleistung. Unseren bisherigen Ergebnissen nach, müssten im Druck mit höherer Energie durch erhöhte difusive Strahlung mehr Resin quervernetzen und die Tiefe somit nachhaltig verringert werden.

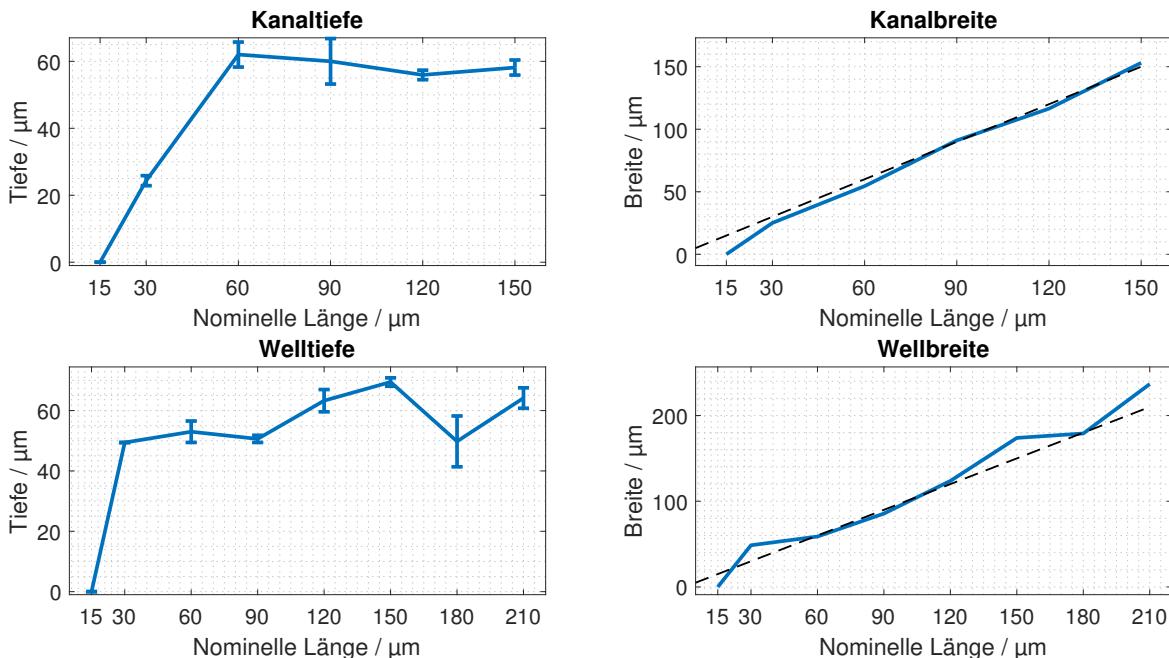


Abbildung 8: Profilometrie des 50 µm-Einzellayers aus MPC. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.

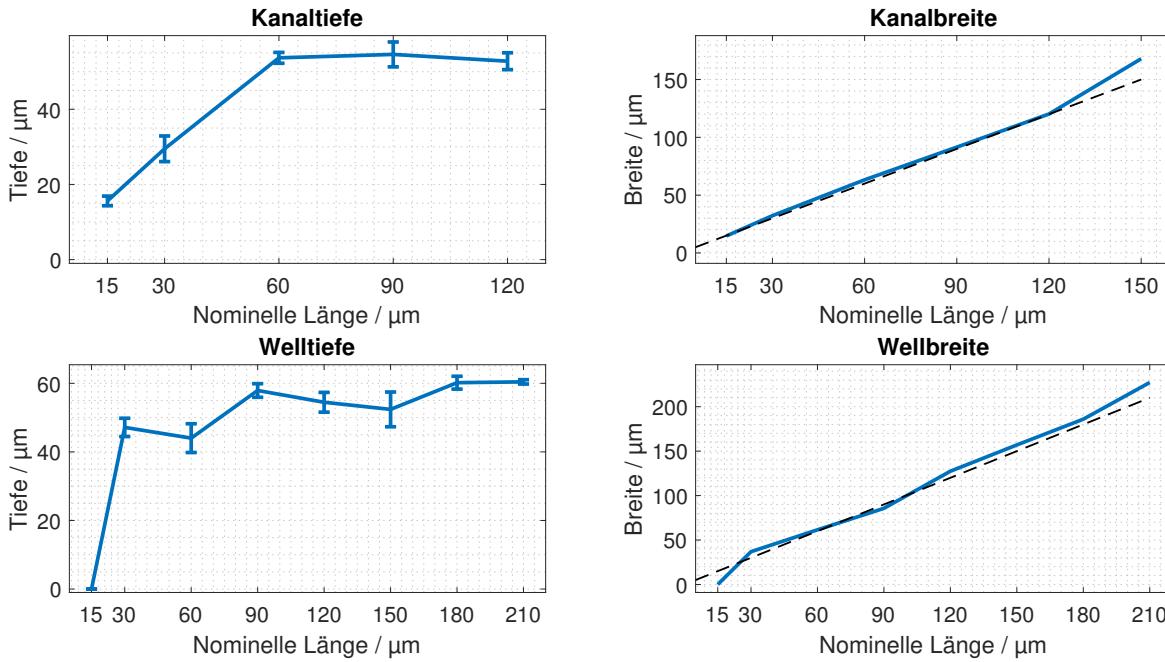


Abbildung 9: Profilometrie des 50 μm -Einzellayers aus MPC mit 100 % (also 20 % weniger) Leistung. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.

4.2 Passivierungsstrukturen

Im Anschluss an die Auflösungstests, sollte eine auf einen silanisierten Glaschip gedruckte Passivierungsschicht des Druckers etabliert werden. Auf Basis der besseren Druckergebnisse des PEGDA Resins, wurden die folgenden Tests ausschließlich mit diesem Harz durchgeführt. In diesem Schritt sollte auf der einen Seite getestet werden, welche Öffnungsbreiten noch realisiert werden können. Auf der anderen Seite sollte die Vermutung eines Resin-Mikrofilms in der Öffnung bestätigt und entsprechende Gegenmaßnahmen ergriffen werden.

Zu diesem Zweck wurde zuerst eine Alignmentstruktur auf den Picker gedruckt, an dem der Glaschip später ausgerichtet werden sollte. Dieser wurde dann mittels Kapton auf dem gesäuberten Picker befestigt. Anschließend wurde die Passivierung mit einem Offset von 0.52 mm auf den Chip gedruckt. Nach unterschiedlichen Behandlungsdauern mit Isopropanol in einem Ultraschallbad, wurden die Drucke dann im Profilometer vermessen. Dort zeigte sich, dass eine Behandlung von 5 min, 10 min und 30 min bei Layerhöhen von 10 μm und 20 μm keine Öffnung produzieren konnte.

Durch die Vorarbeiten anderer Studenten motiviert, wurde der Picker und die Alignmentstruktur mit einer schwarzen Mülltüte überklebt. Das Vorgehen basiert auf der Annahme, dass der graue Aluminiumpicker die Belichtung in das umliegende Resin zu stark reflektiert und es so mitaushärtet. Mit dem modifizierten Picker wurden die obigen Experimente noch einmal durchgeführt.

Die Ergebnisse nach verschiedenen Behandlungen (5 min, 10 min und 30 min) im Ultraschallbad sind in Abbildung 10 dargestellt. Hier sind bei größeren Strukturen deutliche Öffnungen sichtbar, sodass mit Vernachlässigung der kleinsten Öffnung minimale Parameter bestimmt werden können. Sowohl für die flachen, als auch für die aufgeweiteten Enden ergibt sich eine minimale Breite von 240 µm. Die Länge der Öffnung scheint eine untergeordnete Rolle zu spielen und wurde in einem Bereich von 300 µm bis 900 µm validiert.

Ein signifikanter Einfluss der aufgeweiteten Enden auf die Strukturöffnung gegenüber dem rechteckigen Standard konnte nicht gezeigt werden. Auch scheint eine Verlängerung der Ultraschallbehandlung das Druckergebnis nicht zu verbessern. Im Gegen teil, bei schlechter Silanisierungsqualität bzw. allgemein schlechter Haftung des Drucks auf dem Glaschip löste sich in manchen Fällen die Passivierung wieder.

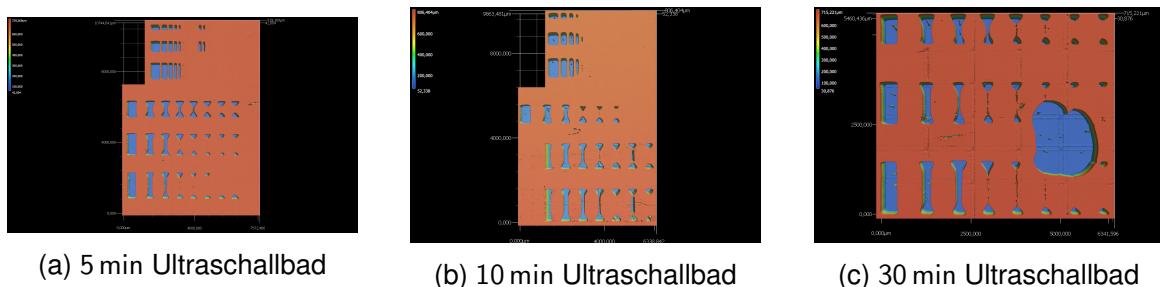


Abbildung 10: Oberflächen der 10 µm passivierten Chips nach der Modifizierung des Pickers mit schwarzer Folie.

4.3 Bonding

Als nächster Schritt im Workflow wurde die Verbindung von einer designten Mikrofluidik mit dem passivierten Sensorchip untersucht. Dafür wurden zuerst simple Kanäle mit Schraubverbindungen für Fittings der Elveflow- und Fluigent-Systeme designt (Abb. 11). Sowohl die Kanäle, als auch die passivierten Chips wurden vor dem Aushärten im Polymerisationsgerät in einer Schraubzwinge ver presst und so permanent verbunden.

In unseren Versuchen konnte in einem anschließenden Drucktest mit flüssigkeitsgefüllten Schläuchen keine Dichtigkeit nachgewiesen werden. Bei Drücken über 20 mbar trat an den Seiten der Inlets Flüssigkeit aus und der Kanal löste sich

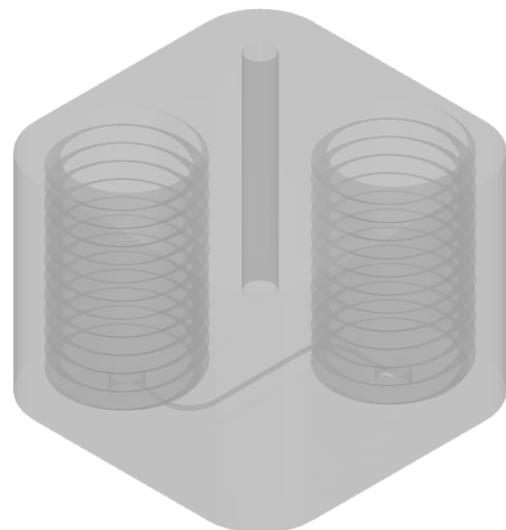


Abbildung 11: Mikrofluidikkanal mit 1/4"-28 Feingewinde für Fittings

von der Passivierung. Bei zukünftigen Designs könnte ein zusätzlicher Abstand der Inlets zum Rand des Chips und somit mehr Klebefläche ein Lösungsansatz sein.

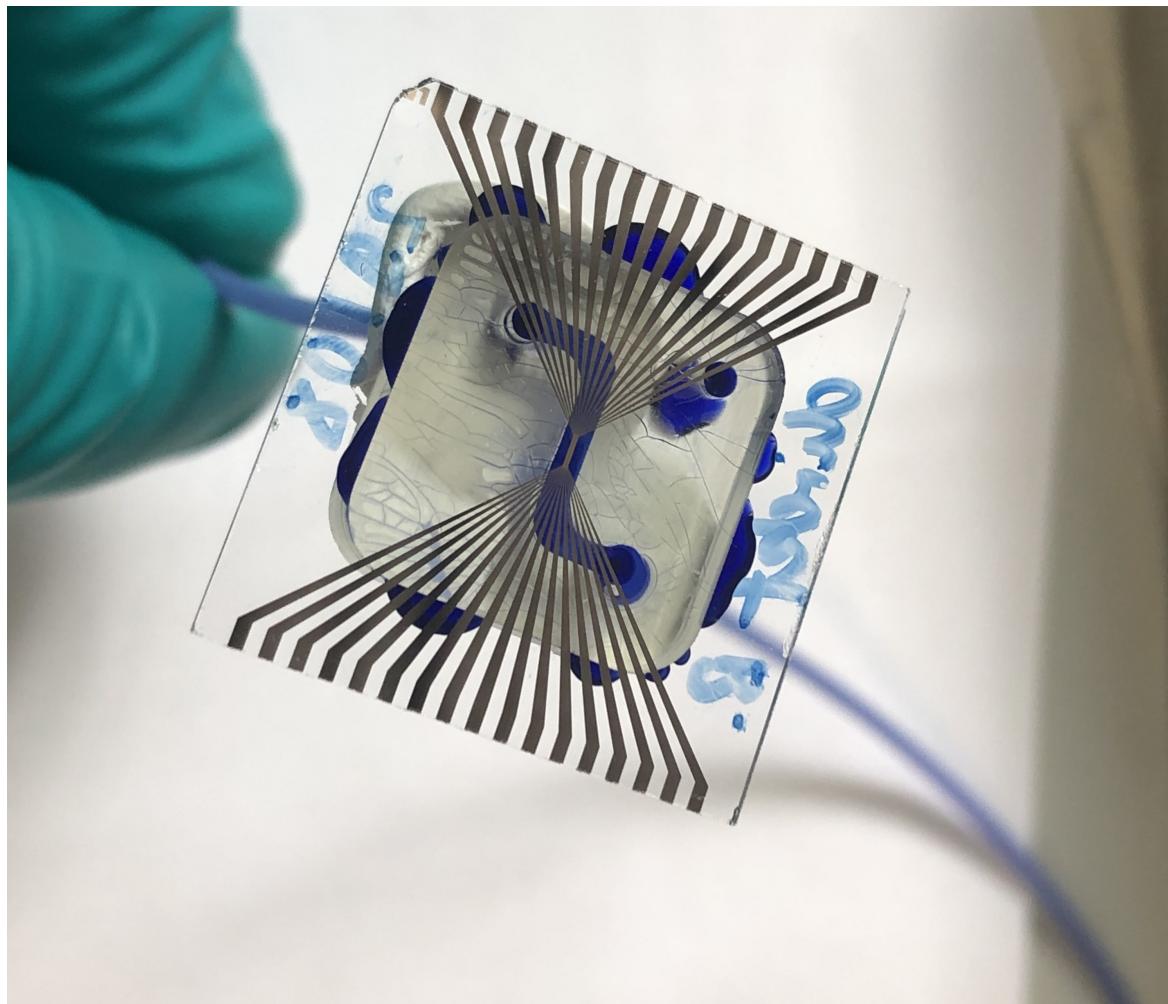


Abbildung 12: Undichte Mikrofluidik auf dem passivierten Sensorchip. Der Kanal wurde zur besseren Sichtbarkeit mit blauer Tinte angefärbt.

Als weiterer Ansatz, um die Verbindungsqualität zu erhöhen, wurde ein Plasmacleaning der Werkstücke für 0.7 min in O₂-Plasma - ähnlich zu einer PDMS - Fabrikationsmethode - getestet. Die ersten qualitativen Tests verliefen dahingehend ebenfalls negativ.

Ein zusätzlicher Faktor für die mangelnde Druckfestigkeit sind auch Risse an der Unterseite des Drucks. Deren Entstehung konnte im Verlauf des Praktikums nicht abschließend geklärt werden, vermutlich sind jedoch Spannungen innerhalb des Materials durch ungleichmäßige Polymerisation oder Schrumpfung verantwortlich.

4.4 Elektrochemische Vermessung des Passivierungslayers

Zusätzlich zu den Verbindungstests mit der Passivierung wurden auch die elektrochemischen Eigenschaften der Elektroden nach der Passivierung durch EIS und CV analysiert. Es wurde erwartet, dass bedeckte Elektroden eine höhere Impedanz und eine kleinere Hysterese im CV besitzen. Außerdem können vollkommen bedeckte Elektroden die charakteristischen Peaks eines Elektrolyten nicht anzeigen.

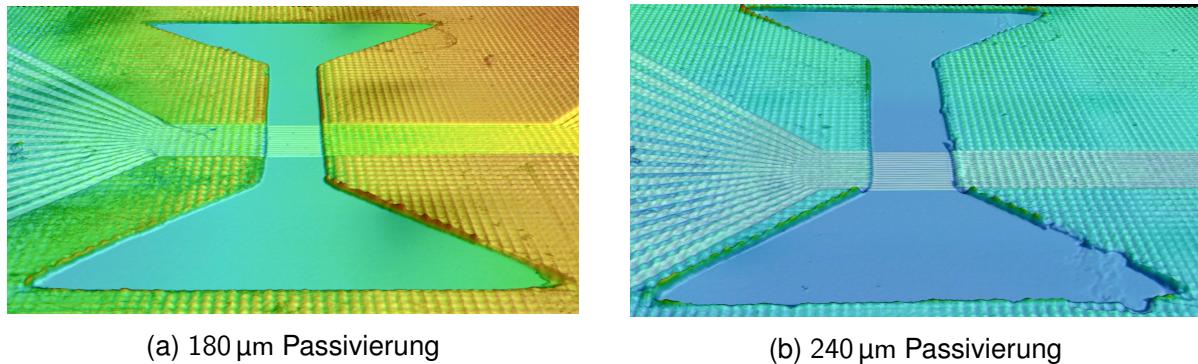


Abbildung 13: Passivierung der Elektrodenstrukturen nach der Behandlung mit 13%iger Schwefelsäure

Im Zuge der Experimente wurden Elektrodenöffnungen mit 180 μm , 210 μm und 240 μm Breite vermessen. In den Versuchen wurden CV und EIS der Elektroden vor und nach der Behandlung mit Schwefelsäure gemessen. Während der Reinigung mit 13% Schwefelsäure, wurden 40 CV-Zyklen mit kurzgeschlossenen Elektroden durchgeführt.

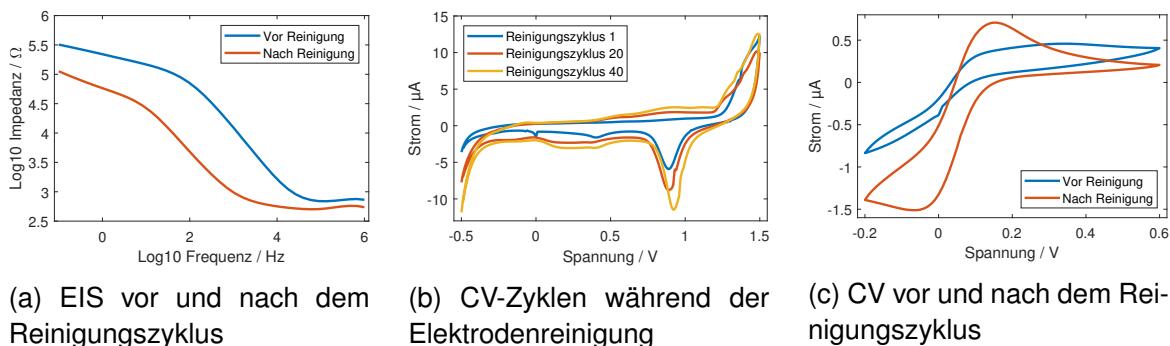


Abbildung 14: Elektrochemische Charakterisierung der Elektrode 13 unter einem Passivierungslayer mit 180 μm Breite

Die kurzgeschlossenen Elektroden produzierten im CV einen charakteristischen Peak bei 0.9 V während der Reinigung. Die Entfernung des Mikrofilms ist außerdem für die Vergrößerung der Hysteresenfläche verantwortlich.(Abb. 14b) Die geringere Impedanz nach der Reinigung (Abb. 14a) zeigt zusätzlich die Entfernung des vorhandenen Mikrofilms auf den einzelnen Elektrode 13 durch die Schwefelsäure. In einem CV nach der Reinigung (oranger Graph, Abb.14c) zeigen sich außerdem im Ansatz charakteristische

Peaks in der Hysterese. Die - qualitativ - selben Werte ergeben sich ebenfalls für die Messungen mit Passivierungsstrukturen, die 30 µm und 60 µm breiter sind.

4.5 Flussratensensor

Mit den fertig assembled Sensoren aus passiviertem Sensorchip und Mikrofluidik wurde dann versucht durch EIS eine Korrelation der Impedanz zur Flussrate zu finden. Dazu wurden bei unterschiedlichen Drücken Impedanzspektrogramme erstellt und in Matlab ausgewertet. Qualitativ ist ein leichter Trend zu erkennen, der jedoch nicht signifikant ist.

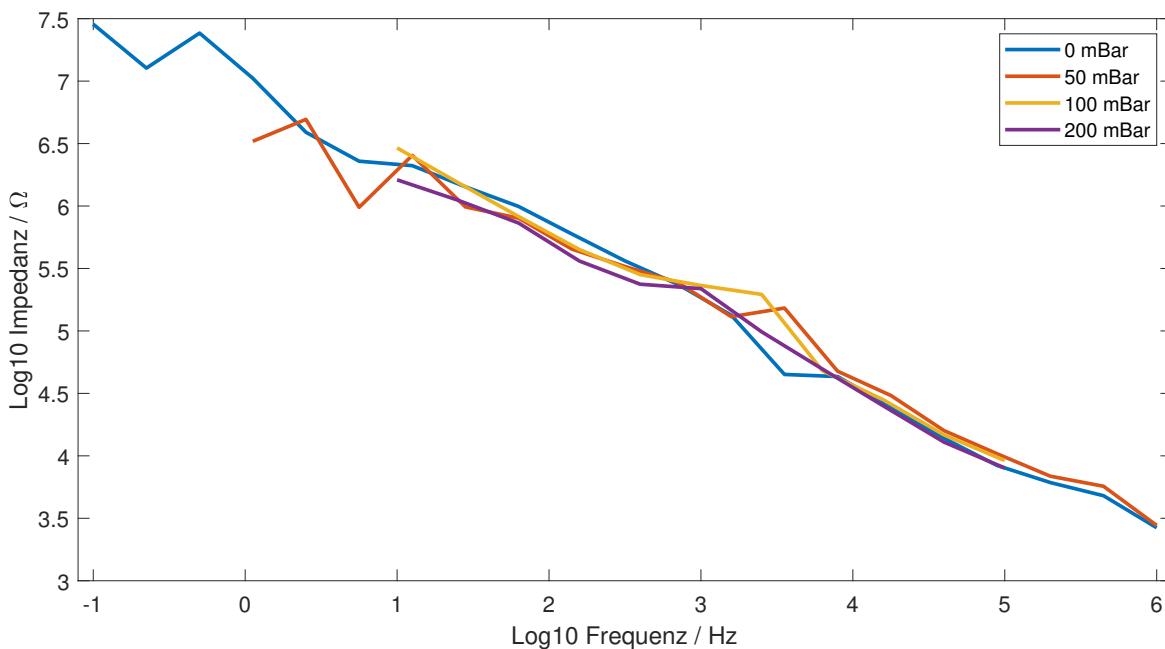


Abbildung 15: EIS bei verschiedenen Flussraten von 20 mM KCl

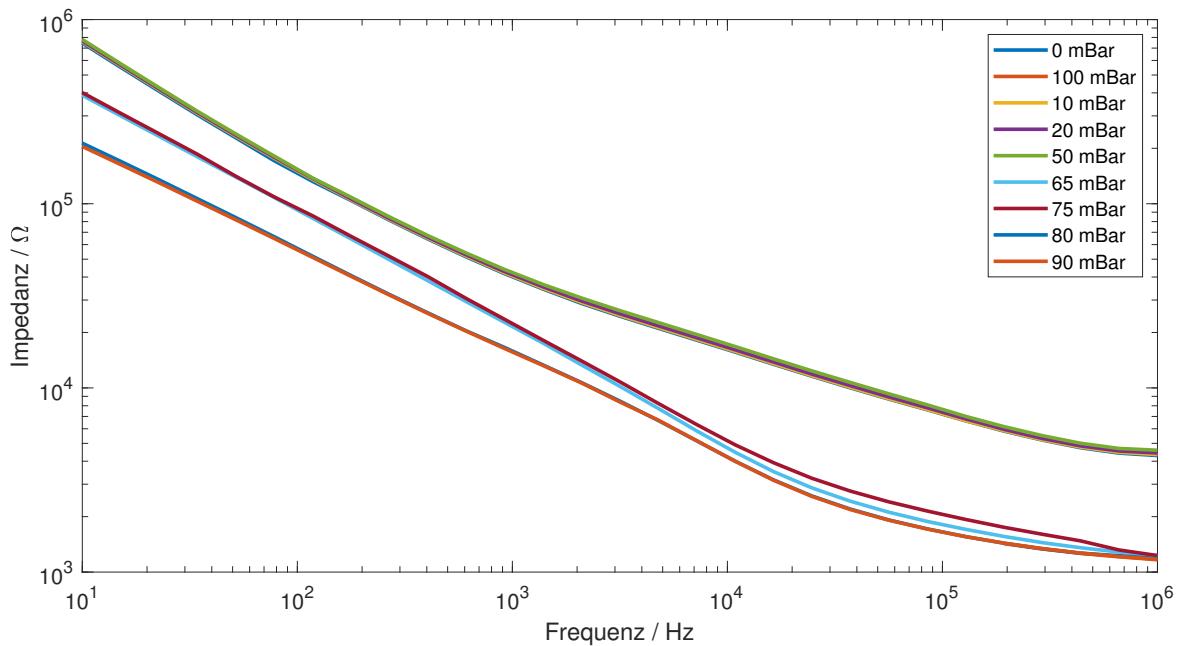


Abbildung 16: EIS bei verschiedenen Flussraten von 20 mM KCl

4.6 3D-Druck der Elektrodenstrukturen

Die PVP-AgNP-Elektroden aus dem parallel gelaufenen 3D-Druck wiesen einige Schwachstellen auf. Auf dem Foto (Abb. 17) sind bereits einige schwarze Stellen auf den Silberstrukturen sichtbar, an denen die Tinte ungünstig verlaufen ist bzw. gedruckt wurde. Dies lässt sich auf die Oberflächenspannung der Tinte selbst und die Überlappung bzw. den Ausfall einiger Nozzles zurückführen.

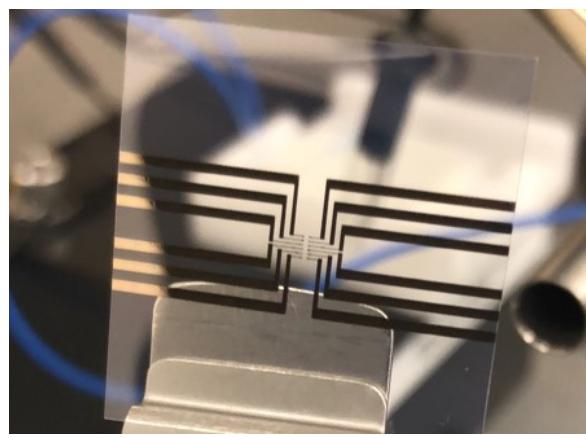


Abbildung 17: Gedruckte Silberelektroden aus dem Inkjet-3D-Drucker.

4.7 Galvanisierung der Silberelektroden

Die fertig prozessierten Silberelektroden wurden nun mit Goldcyanid galvanisiert, um die Cytokompatibilität zu gewährleisten. Nach einigen Ablösungen des Goldes von den Elektroden bzw. einem allgemein schlechten Galvanisierungsergebnis, wurde das Reduktionspotential von -1.0 V auf -0.9 V verringert, was zuverlässigere Beschichtungen lieferte.

4.8 Aerosoldruck der Pillar-Strukturen

Im Anschluss wurde auf die galvanisierten Elektroden PEDOT:PSS Pillars mittels Aerosol-Jetting gedruckt. Nach der Bestimmung passender Drücke im Scher-, Absaug- und Atemisierungsstrom, wurden auf die Feedlines Pillarstrukturen mit $30\text{ }\mu\text{m}$ Höhe gedruckt.

5 Diskussion der Ergebnisse

Die in einem Praktikum generierten Ergebnisse bergen einige Unsicherheiten, die sich durch fehlende Gerätekennnis und mangelnde Erfahrung in speziellen Forschungsbereichen ergeben. Es wurde versucht den menschlichen Fehler durch die Etablierung von Standardverfahren und -prozessen zu minimieren, jedoch lässt sich nicht ausschließen, dass bei manuellen Prozessen einige systematische Fehler gemacht wurden.

Es ist beispielsweise immer noch fraglich, wie sich bei einer geringeren Leistung des SLA eine geringere Tiefe des Kanals - also mehr polymerisiertes Material im Kanal - ergeben kann. Auch die Ergebnisse zum Bonding können durch eine schlechte Silanisierung oder Fehler in einem der anderen Prozessschritte erklärt werden, zumal der Prozess vor dem Praktikum als etabliert galt.

Aufgrund des kleinen Zeitrahmens konnten auch einige Daten, die durch die Oberflächenvermessung der Teststrukturen zur Druckerauflösung bereits generiert wurden, nicht analysiert werden. Hier sind beispielsweise die um 45° gedrehten Kanäle bzw. Wells und die Axondioden zu nennen.

Darüber hinaus steht auch eine definitive Aussage über die Höhe des Mikrofilms auf den Sensorelektroden aus. Die hier verwendeten Messverfahren konnten den Sachverhalt nicht abschließend klären. Als möglicher Beweis könnte das Abkleben der Hälfte eines Glaschips vor der Passivierung dienen. Dadurch könnte man auf einer Seite den Abstand zwischen Passivierung und unbehandelten Elektroden messen, während auf der anderen Seite die üblichen Öffnungen in der Passivierung vermessen werden. Eine andere Möglichkeit könnte eine optische Profilometrie auf Basis der unterschiedlichen Grenzflächeneigenschaften von PEGDA-Glas und Luft-Glas bzw. PEGDA-Gold und Luft-Gold sein.

6 Fazit und Ausblick

Im Zuge des Praktikums sollten zwei verschiedene Arbeitspakete bearbeitet werden; zum Einen der *Aufbau einer Zellkultursensor-Systems für die Messung von Aktionspotentialen* und zum Anderen das *Prototyping eines impedanz-basierten Flussratensensors*. Grundlegend lässt sich sagen, dass durch die Neuheit der Technologie und der Geräte eine gewisse Einarbeitungszeit erforderlich ist, bevor effektiv und selbstständig an den Geräte gearbeitet werden kann. Daraus resultiert eine geringere Signifikanz und Genauigkeit der früher erworbenen Daten gegenüber der später Gemessenen. Darüber hinaus konnten - bedingt durch Gerätausfälle und Wartezeiten - die 8 h pro Tag nur bedingt effektiv genutzt werden. Als Konsequenz wurden nicht alle Ziele des Praktikums erreicht.

Während des Praktikums haben wir Evaluationsstrukturen für den SLA designt, in einem festgelegten Parameterraum gedruckt und analysiert. Somit konnten wir einige Auflösungslimits des Druckers bestimmen bzw. validieren. Des Weiteren konnten wir eine simple Mikrofluidik, sowie Schraubverbindungen für Schlauchfittings 3D-drucken und zusammen mit einer optimalen Passivierungsstruktur mechanisch funktionale Flussratensensoren herstellen. Die Analyse dieser konnte aus Zeitgründen nur teilweise erstellt werden. Das Bonding der Passivierung mit der Mikrofluidik ist immernoch ein sehr unzuverlässig funktionierender Prozess, der weiterer Optimierung bedarf.

Das Zellkultursensor-Projekt wurde nach dem Inkjet-Druck der Elektroden durch einen Defekt am Drucker ausgebremst. So konnten die Silberstrukturen noch mit einem optimierten Galvanisierungsprozess beschichtet werden, dann aber das Proktoll nicht weitergeführt werden. Als Workaround konnten wir die Pillarstrukturen noch mit Aerosol-Jet-Technologie auf die Feedlines drucken. Mangels Zeit konnten aber weder eine 3D-Zellkulturkammer, noch die optimalen Axondioden evaluiert und dementsprechend kein funktionaler Sensor gebaut werden.

Zusammenfassend lässt sich also festhalten, dass zwar nur ein Teil der angepeilten Ziele erreicht wurde, jedoch einige wichtige Erkenntnisse generiert und Prozesse optimiert wurden. Außerdem können auf Basis der erhaltenen Resultate neue Experimente besser geplant bzw. deren Ausgänge besser eingeschätzt werden. Nicht zuletzt ist der Lernerfolg sowohl im Bereich der 3D-Drucktechnologie, als auch der (Elektro-)chemie eine wertvolle Errungenschaft des Praktikums.

7 Ergänzende Datenauswertungen

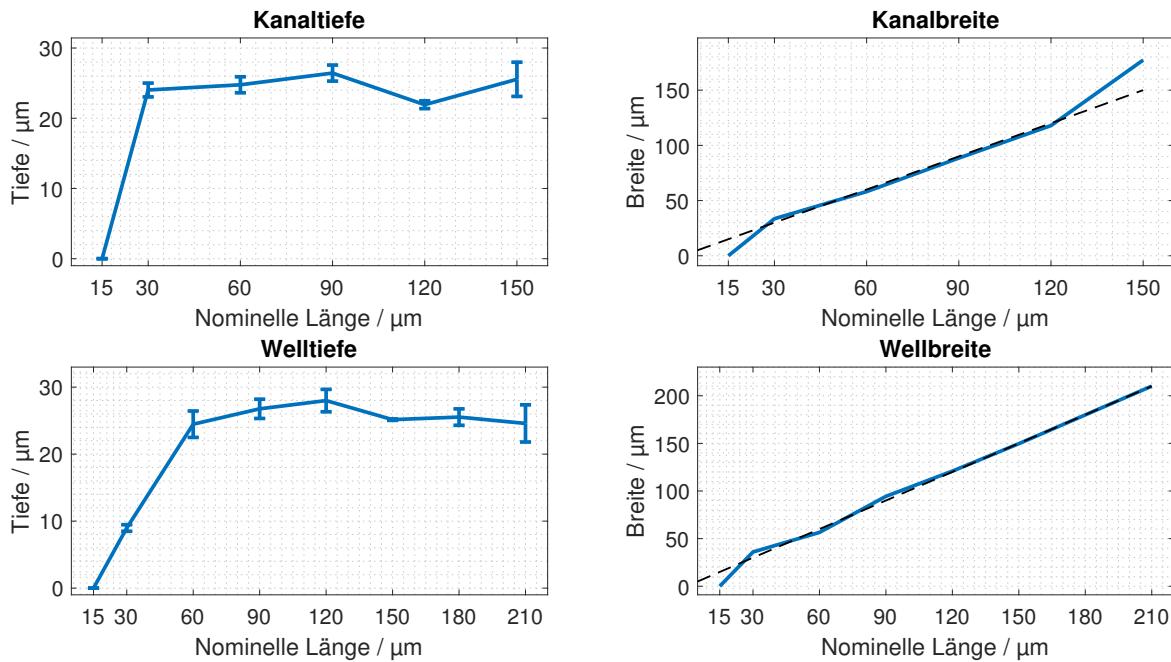


Abbildung 18: Profilometrie des $25 \mu\text{m}$ -Einzellayers aus MPC.

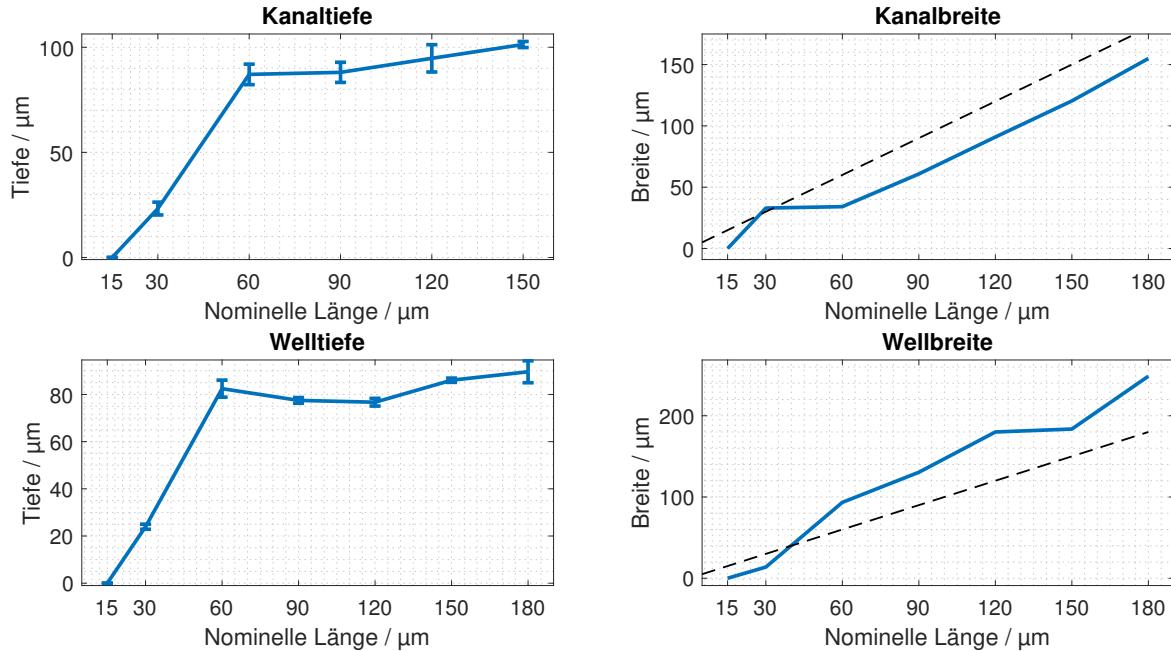


Abbildung 19: Profilometrie des $100 \mu\text{m}$ -Einzellayers aus MPC.

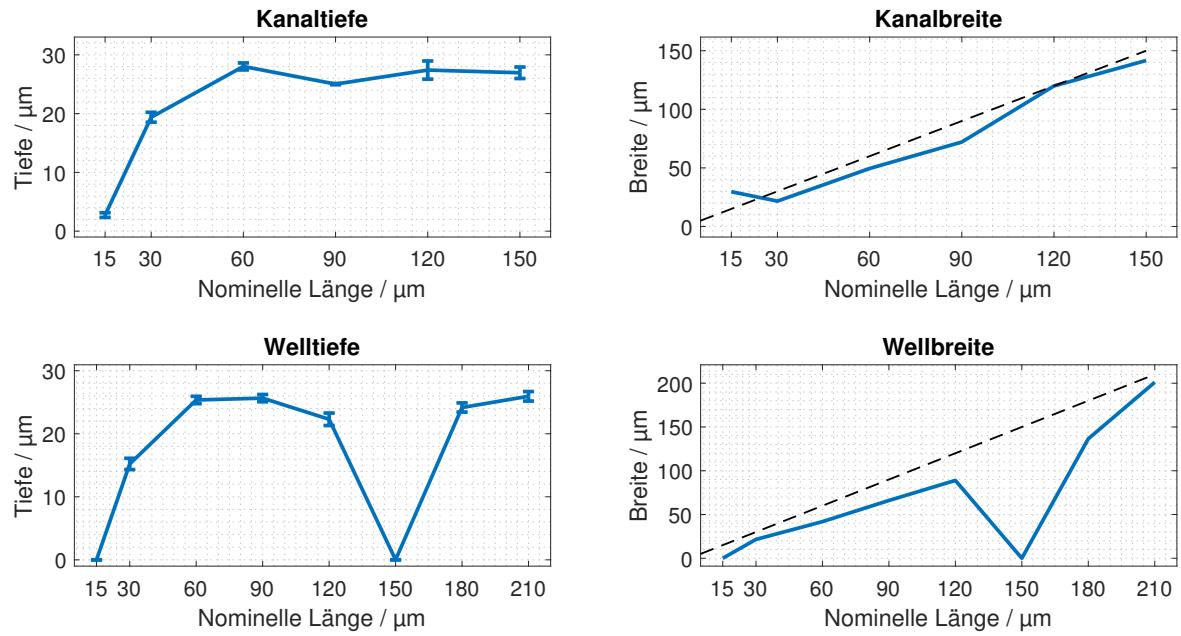


Abbildung 20: Profilometrie des 25 μm -Einzellayers aus PEGDA.

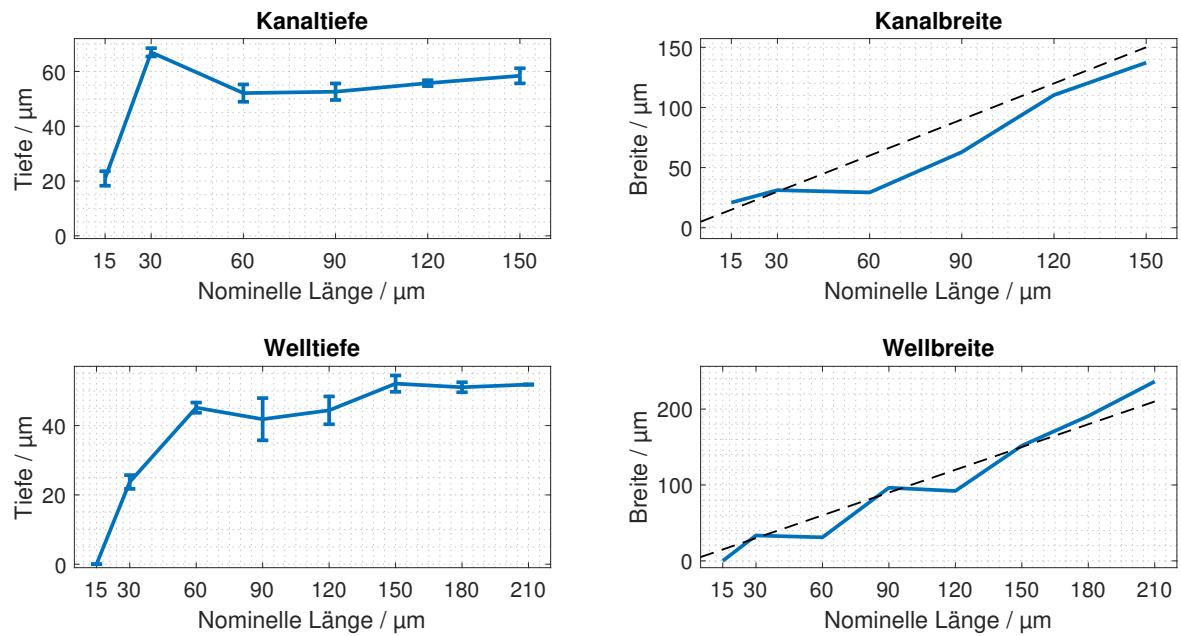


Abbildung 21: Profilometrie des 50 μm -Einzellayers aus PEGDA.

Literatur

- [1] Mohammad Vaezi, Hermann Seitz, and Shoufeng Yang. A review on 3d micro-additive manufacturing technologies. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5-8):1721–1754, November 2012. doi: 10.1007/s00170-012-4605-2. URL <https://doi.org/10.1007/s00170-012-4605-2>.
- [2] Won-Shik Chu, Chung-Soo Kim, Hyun-Taek Lee, Jung-Oh Choi, Jae-II Park, Ji-Hyeon Song, Ki-Hwan Jang, and Sung-Hoon Ahn. Hybrid manufacturing in micro/nano scale: A review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, 1(1):75–92, January 2014. doi: 10.1007/s40684-014-0012-5. URL <https://doi.org/10.1007/s40684-014-0012-5>.
- [3] Veronica Sanchez-Romaguera, Marie-Beatrice Madec, and Stephen G. Yeates. Inkjet printing of 3d metal–insulator–metal crossovers. *Reactive and Functional Polymers*, 68(6):1052–1058, June 2008. doi: 10.1016/j.reactfunctpolym.2008.02.007. URL <https://doi.org/10.1016/j.reactfunctpolym.2008.02.007>.
- [4] Mazher Iqbal Mohammed, Joseph Tatineni, Brenton Cadd, Greg Peart, and Ian Gibson. Advanced auricular prosthesis development by 3d modelling and multi-material printing. *KnE Engineering*, 2(2):37, February 2017. doi: 10.18502/keg.v2i2.593. URL <https://doi.org/10.18502/keg.v2i2.593>.
- [5] Sabine Zips, Philipp Rinklin, and Lennart Weiβ. VP - 3D printing for Bioelectronics and Biomedical Applications. August 2019.
- [6] Arseniy Gladkov, Yana Pigareva, Daria Kutyina, Vladimir Kolpakov, Anton Bukatin, Irina Mukhina, Victor Kazantsev, and Alexey Pimashkin. Design of cultured neuron networks in vitro with predefined connectivity using asymmetric microfluidic channels. *Scientific Reports*, 7(1), November 2017. doi: 10.1038/s41598-017-15506-2. URL <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15506-2>.
- [7] Brian Kirby. *Micro- and Nanoscale Fluid Mechanics*. Cambridge University Press, 2010. doi: 10.1017/cbo9780511760723. URL <https://doi.org/10.1017/cbo9780511760723>.
- [8] Henrik Bruus. Theoretical Microfluidics. August 2004.

Abbildungsverzeichnis

1	Modellierte, pixelausgerichtete Axon-Guiding Strukturen	6
2	Charakteristischer Puls des Potentiostaten in einem Galvanisierungszyklus.	11
3	Testdruck für die Auflösungsevaluation mit einem 2x2 Array derselben Struktur in den Layerhöhen 10 µm, 25 µm, 50 µm und 100 µm auf einem 3 mm hohen Quader mit quadratischer Grundfläche (Kantenlänge 11.4 mm).	13
4	Teststrukturen für die Bestimmung der Auflösung von Ein-Lagen-Drucken, sowie vorhandener Mikrofilme.	14
5	Oberflächenprofil des PEGDA Werkstücks mit 10 µm z-Auflösung.	15
6	Profilometrie des 10 µm-Einzellayers aus MPC. Da in den Kanalbreiten keine laterale Varianz messbar war (siehe Fehlerbalken Kanalbreite), wurden Fehlerbetrachtungen bei den Breitenprofilen vernachlässigt. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.	16
7	Profilometrie des 10 µm-Einzellayers aus PEGDA. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.	16
8	Profilometrie des 50 µm-Einzellayers aus MPC. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.	17
9	Profilometrie des 50 µm-Einzellayers aus MPC mit 100 % (also 20 % weniger) Leistung. (---) gibt die ideal gedruckte Breite an.	18
10	Oberflächen der 10 µm passivierten Chips nach der Modifizierung des Pickers mit schwarzer Folie.	19
11	Mikrofluidikkanal mit 1/428 Feingewinde für Fittings	19
12	Undichte Mikrofluidik auf dem passivierten Sensorchip. Der Kanal wurde zur besseren Sichtbarkeit mit blauer Tinte angefärbt.	20
13	Passivierung der Elektrodenstrukturen nach der Behandlung mit 13 %-iger Schwefelsäure	21
14	Elektrochemische Charakterisierung der Elektrode 13 unter einem Passivierungslayer mit 180 µm Breite	21
15	EIS bei verschiedenen Flussraten von 20 mM KCl	22
16	EIS bei verschiedenen Flussraten von 20 mM KCl	23
17	Gedruckte Silberelektroden aus dem Inkjet-3D-Drucker.	23
18	Profilometrie des 25 µm-Einzellayers aus MPC.	27
19	Profilometrie des 100 µm-Einzellayers aus MPC.	27
20	Profilometrie des 25 µm-Einzellayers aus PEGDA.	28
21	Profilometrie des 50 µm-Einzellayers aus PEGDA.	28