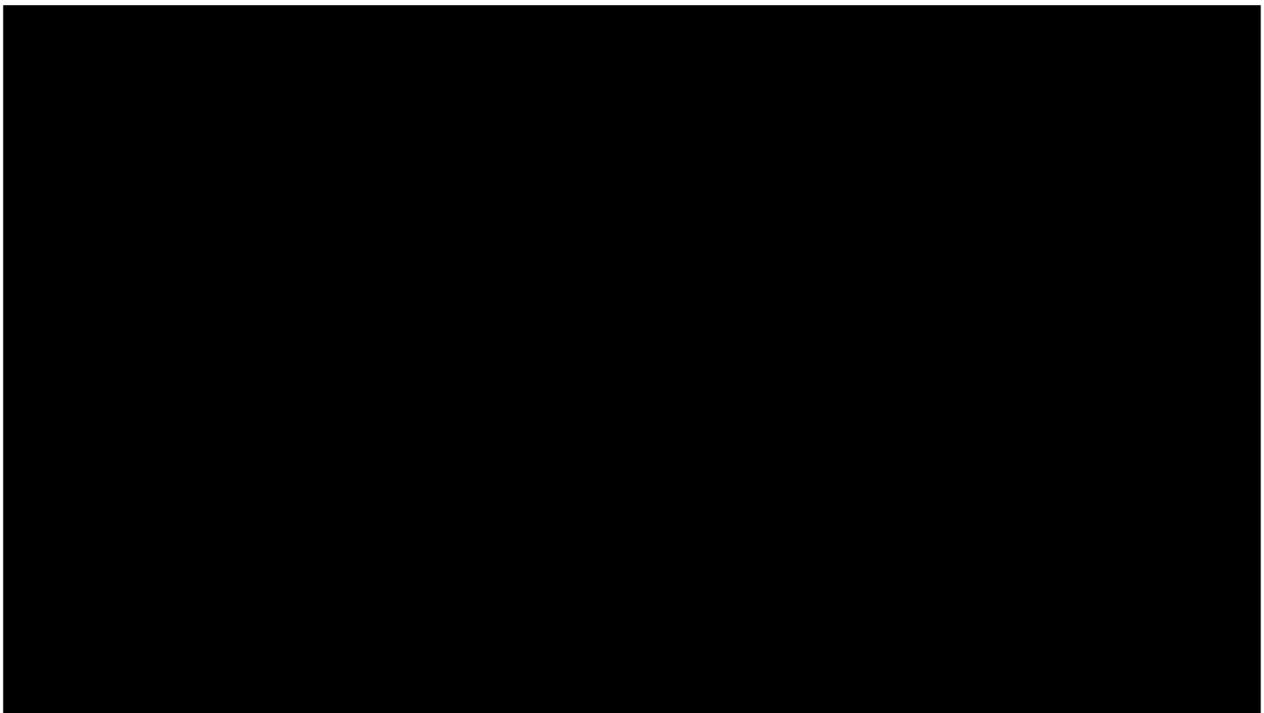


Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik



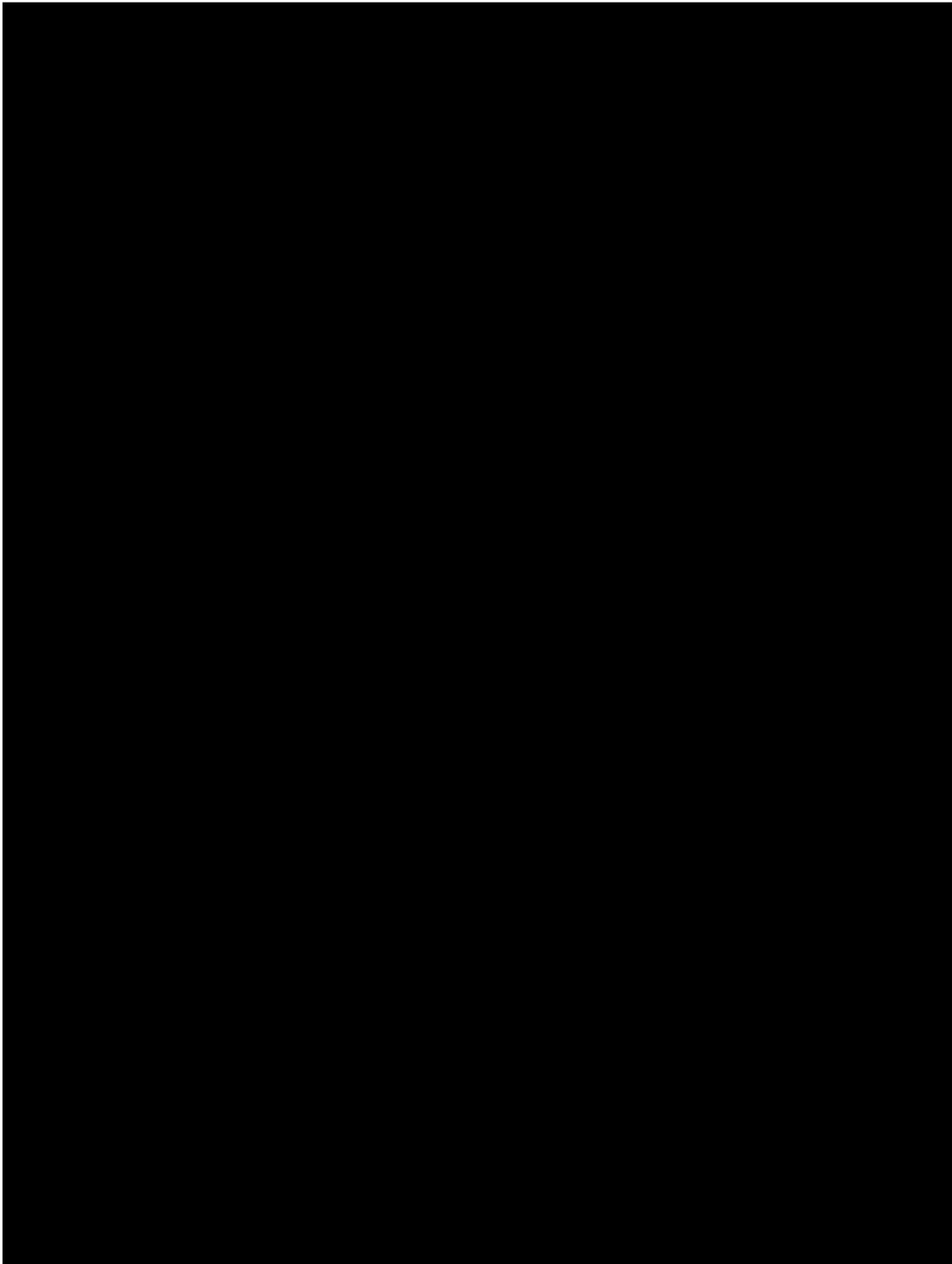
AME Projekt

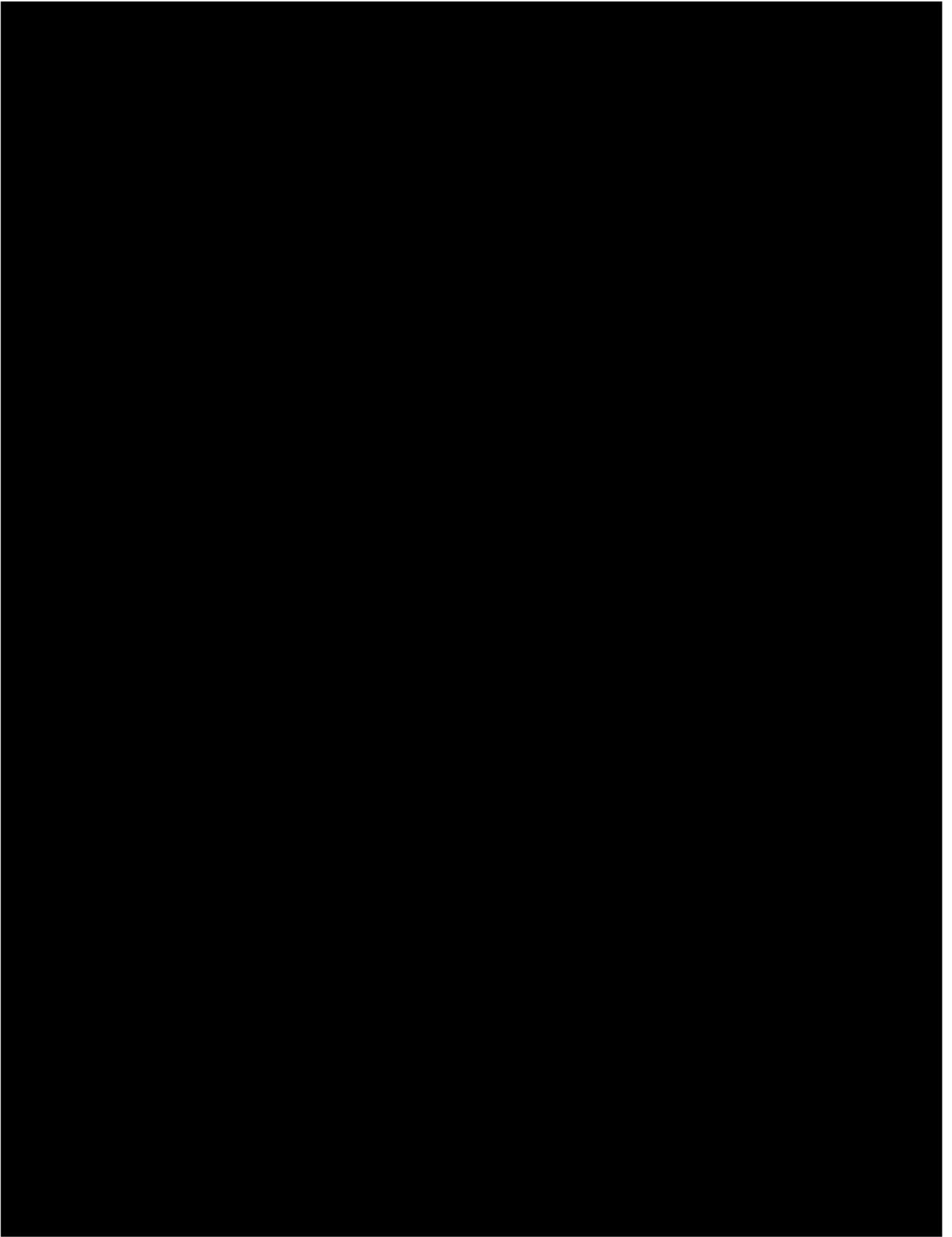


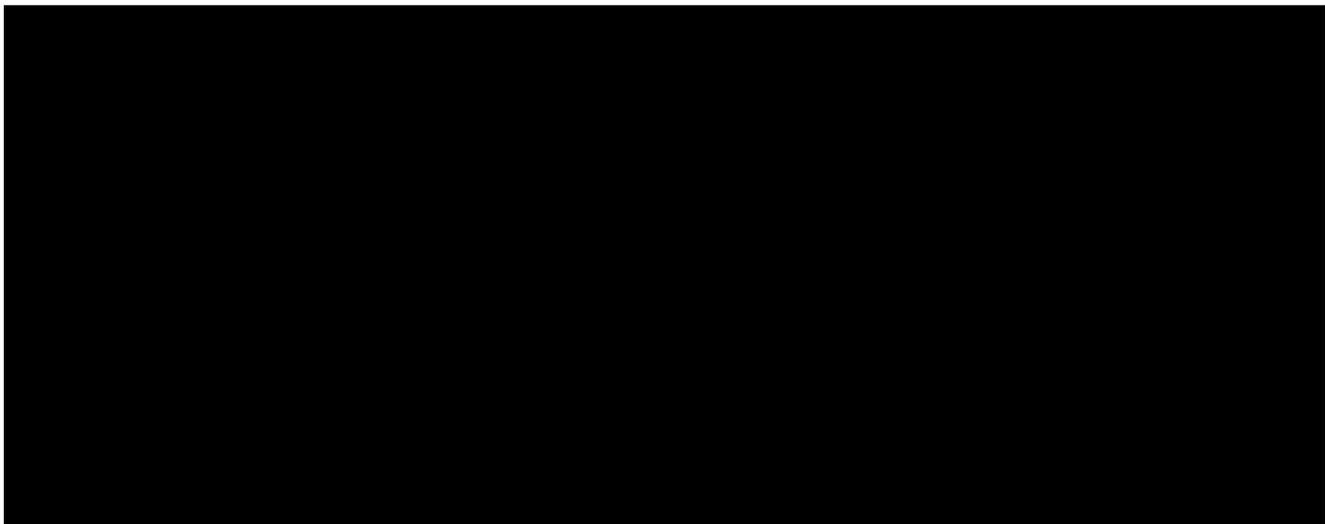
Inhaltsverzeichnis



2	Konzepte	6
2.1	Prototyp 1	6
2.1.1	Idee	6
2.1.2	Umsetzung	7
2.2	Prototyp 2	11
2.2.1	Idee	11
2.2.2	Umsetzung	11
3	Steuerung	14
3.1	Temperatursensor	14
3.2	Drucksensoren	15
3.2.1	Kraftsensor	15
3.2.2	Luftdrucksensor	16
4	Hülle	16
4.1	Anforderungen	16
4.2	Material	17
4.3	Fertigung	19
4.3.1	Guss	19
4.3.2	Beschichtung	21
5	Verbesserungen	23
5.1	Pumpe	23
5.2	Geräuschpegel	23
5.3	Luftkissen	23
5.4	Material: innerer Part	23
5.5	Material: Hülle	24
5.6	Sensorik und Regelung	24
5.7	Miniaturisierung der Regleungs Komponenten	24
6	Zusammenfassung und Ausblick	25







2 Konzepte

Für die Entwicklung eines Prototyps haben wir uns zunächst zwei Konzepte überlegt. Diese werden im Folgenden genauer vorgestellt und die Umsetzung beider Modelle wird erläutert.

2.1 Prototyp 1

2.1.1 Idee

Das erste Modell basiert auf einem mechanischen Ansatz zur automatisierten Vergrößerung des Gerätes.

Das Modell soll aus einem inneren Bauteil (Abbildung 3 - 4) und drei äußeren Bauteilen (Abbildung 6 und 7) bestehen. Die äußeren Teile sind hierbei durch Querstreben mit den inneren Teilen verbunden (Abbildung 8 und 9). Die Querstreben sind beweglich und dienen der Stabilität im nicht angelegten Zustand ($0^\circ < \text{Winkel} < 90^\circ$). Der Winkel der Querstreben zu dem inneren und äußeren Bauteil ändert sich durch die Veränderung der Position des äußeren Bauteils. Diese Veränderung soll durch ein Zahnrad, welches sich auf einer Schiene bewegt, und durch einen Servomotor gedreht wird, gesteuert werden. Die folgende Skizze und die Abbildung 12 zeigen die grobe Funktionsweise anhand eines seitlichen Bauteils:

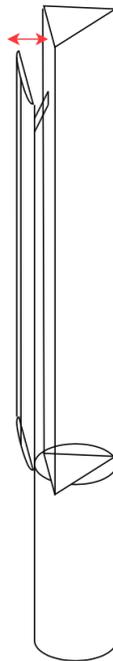


Abbildung 2: grobe Skizze der Funktionsweise der seitlichen Wände

2.1.2 Umsetzung

Zunächst wurden die Einzelteile des ersten Modells in SolidEdge modelliert. Der innere Part hat eine Länge von 172 mm, hat einen hohlen Innenraum und eine dreieckige Mantelfläche. Jede Fläche ist hierbei 8.66 mm breit. Die folgenden drei Abbildungen zeigen das 3D Modell des inneren Bauteils:

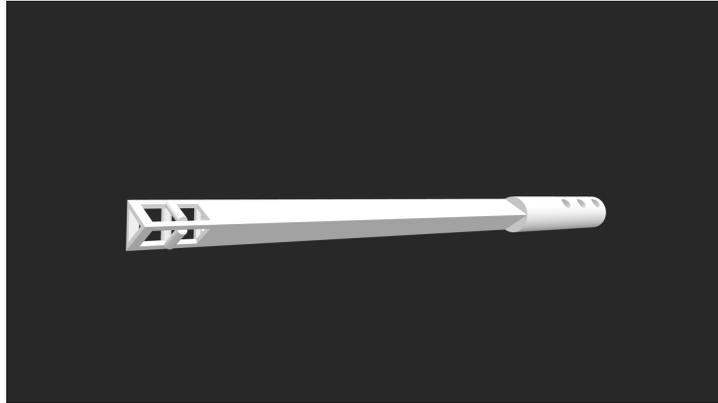


Abbildung 3: seitliche Ansicht: Inneres Bauteil

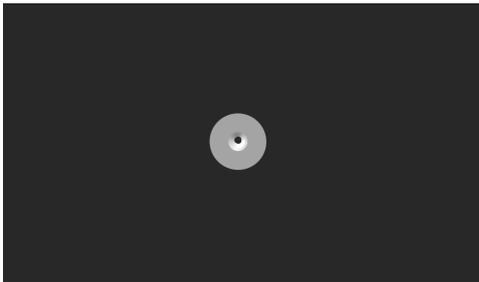


Abbildung 4: Sicht von unten: Inneres Bauteil

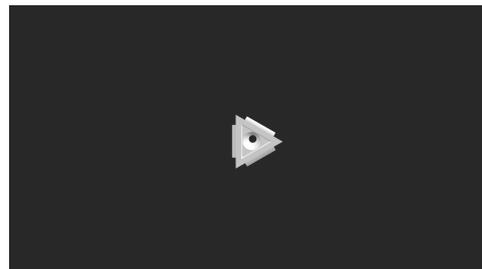


Abbildung 5: Draufsicht: Inneres Bauteil

Die äußeren Bauteile sind 122 mm lang und haben innen eine flache rechteckige Fläche und sind nach außen abgerundet. Dieses Bauteil wird dreifach benötigt um an jeder Seite des inneren Bauteils angebracht zu werden. Hierbei ist jede Ausführung identisch. Die Bohrungen am oberen Ende des Bauteils dienen dem Anbringen eines Scharniers und die Füße mit der Bohrung am unteren Ende dienen der Befestigung eines Zahnrades. Die Abbildung 6 und 7 zeigen das äußere Bauteil:

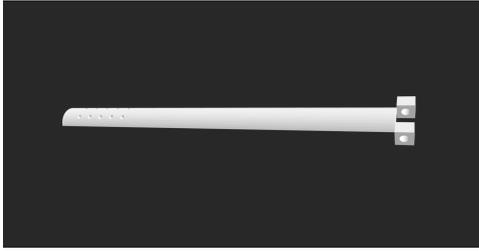


Abbildung 6: seitliche Ansicht: äußeres Bauteil

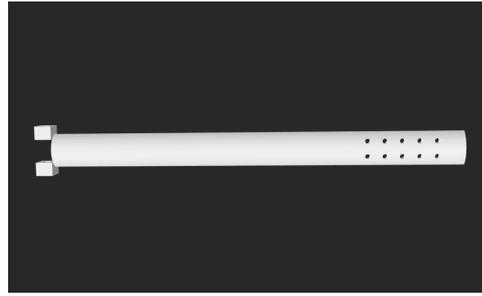


Abbildung 7: Draufsicht: äußeres Bauteil

Durch drei Querstreben der Länge 10 mm und Breite 8 mm ist jeder äußere Part mit dem inneren Part verbunden. Diese Querstreben werden in den inneren Part eingehängt und sind mit dem äußeren Part durch ein Scharnier verbunden. Somit soll das Produkt im eingeklappten Zustand einen Durchmesser von 11.49 mm haben und im ausgeklappten Zustand auf einen Durchmesser von ca. 35 mm ausgeweitet werden. Diese Angaben entsprechen Idealmaße, wenn nach dem 3D Druck jedes Bauteil genau passt. Die nächsten Abbildungen zeigen das 3D-Modell der Querstrebe. Diese wird dreifach benötigt und alle Ausführungen sind identisch.

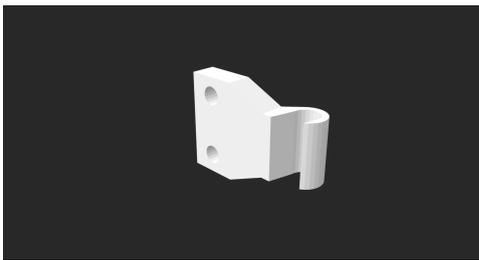


Abbildung 8: seitliche Ansicht Querstrebe

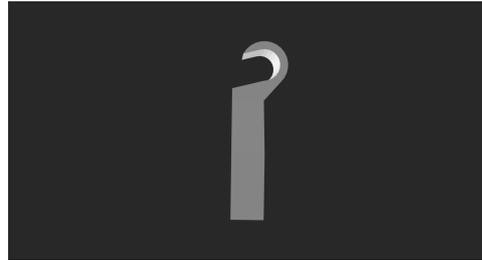


Abbildung 9: Draufsicht Querstrebe

Das Aus- und Einfahren der äußeren Bauteile erfolgt durch ein Zahnrad am unteren Ende jedes äußeren Parts, welches auf einer Schiene läuft. Die Schienen sind auf einem weiteren Bauteil angebracht, welches zylinderförmig ist und eine Höhe von 40mm hat. Der innere Part passt genau in den Innendurchmesser (12.5 mm) von dem Bauteil (Abbildung 10 und 11). Die grobe Funktionsweise ist in einer Skizze in Abbildung 12 zu sehen.

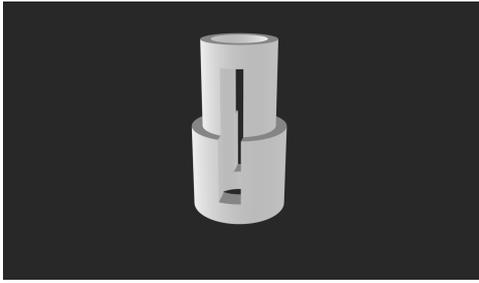


Abbildung 10: seitliche Ansicht des untereren Parts

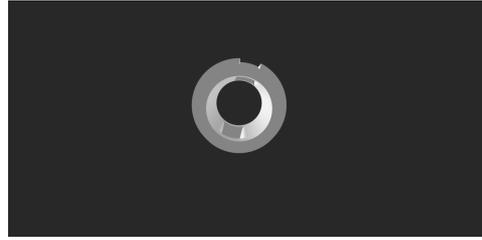


Abbildung 11: Draufsicht des untereren Parts

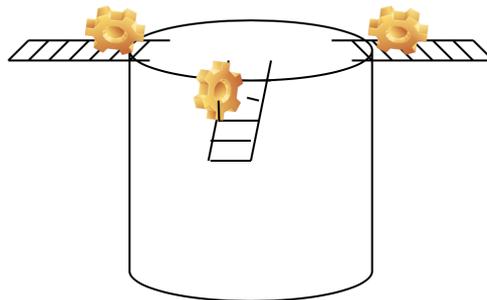


Abbildung 12: Skizze zur Funktionsweise

Die oben genannten Bauteile wurden nun in dem Ultimaker 3 3D Drucker gedruckt. Hierbei wurde für erste Versuche nur jeweils ein Teil des äußeren Parts und der Querstreben gedruckt.

Die Abbildung 13 zeigt die fertig modellierten Bauteile in dem Slicerprogramm Cura. Die Abbildungen 14 und 15 zeigen dann die gedruckten Bauteile. Es wurde das Material PLA (Polylactid) verwendet. PLA ist ein Biokunststoff, hat eine hohe mechanische Festigkeit und kann mit herkömmlichen thermoplastischen Verfahren verarbeitet werden. Außerdem kann es in einem Temperaturspektrum von -10°C bis 40°C verwendet werden. [6] Der rote Anteil des 3D Drucks ist ein Verstärkungsmaterial, welches zur Stabilisierung benötigt wird.

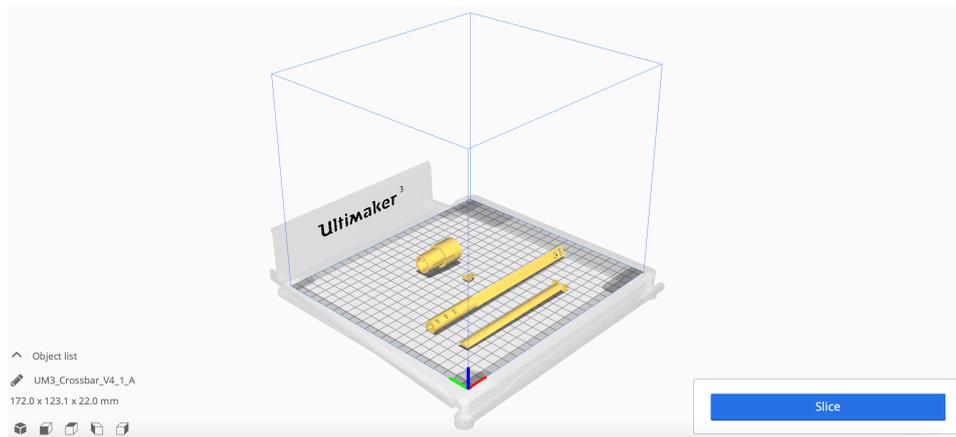


Abbildung 13: Bauteile im Slicerprogramm Cura



Abbildung 14: fertiger Druck der 3D Bauteile



Abbildung 15: nahe Ansicht des Verstärkermaterials

Nun folgte der Zusammenbau der Einzelteile. Hierbei traten die ersten Schwierigkeiten auf. Das größte Problem bestand darin, dass die Querstrebe nicht genau auf die für sie vorgesehene Position des inneren Bauteils passte. Der Grund dafür ist, dass der 3D Drucker eine gewisse Ungenauigkeit beim Druck mit sich bringt und somit gerade bei kleinen Bauteilen die Radien, Abstände und Maße nicht genau dem Modell entsprechen. Dies ist schwer vermeidbar und somit haben wir im weiteren Verlauf unseren Fokus auf das folgende Modell gelegt.

2.2 Prototyp 2

2.2.1 Idee

Der zweite Prototyp basiert auf einem sich durch Luft vergrößerndem Prinzip. Hierbei soll eine ansteuerbare Pumpe ein Luftkissen mit Luft befüllen und ein Ventil soll Luft wieder ablassen.

Ob die Luft in das Luftkissen eingelassen oder abgelassen wird, soll an den Zustand des Patienten angepasst werden. Ist der Patient in einem entspannten Zustand, expandiert das Gerät stufenweise. Genau umgekehrt ist es im angespannten Zustand.

Die Zustände sollen zunächst mittels eines Drucksensors bestimmt werden.

2.2.2 Umsetzung

Der Prototyp besteht hierbei aus vier Teilen. Einem inneren Bauteil, einem Luftkissen mit integriertem Schlauch, einer Pumpe und einem Ventil.

Zunächst wurde das innere Bauteil 3D modelliert und anschließend im 3D Drucker gedruckt. Das Material ist ein Polylacid. Dies hat eine hohe mechanische Festigkeit und ist ab 60 °C verformbar und somit geeignet für den 3D Drucker. [6]

Das innere Bauteil ist zylinderförmig und hat eine Länge von 150 mm. Der Außenradius des Hohlzylinders beträgt 10 mm und hat eine Wanddicke von 2 mm. Somit beträgt der Innenradius 6 mm.

Der Zylinder hat keine durchgehende Wand, sondern besteht aus drei Längsstreben, wie in Abbildung 16 und 17 zu sehen ist.

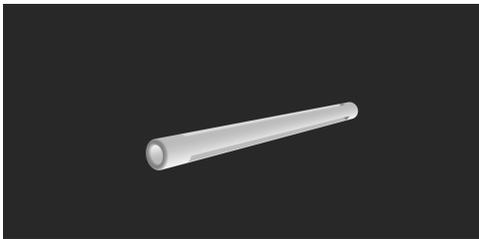


Abbildung 16: seitliche Ansicht des inneren Bauteils

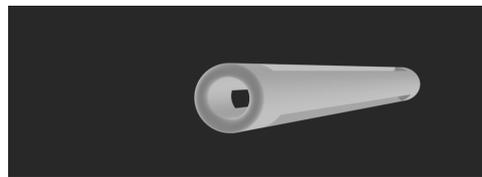


Abbildung 17: zweite Ansicht des inneren Bauteils

Durch die Längsstreben des Zylinders kann das Luftkissen durchgefädelt werden. Das Luftkissen hat eine Breite von 135 mm, eine Länge von 175 mm und lässt sich auf eine Höhe von ca. 60 mm im ungefalteten Zustand aufpumpen.

Das Luftkissen stammt aus einer Blutdruckmanschette. Die Größe wurde mittels der Hitze eines Vakuümiergerätes verkleinert.

Das folgende Bild zeigt die neu entstandene Schweißnaht des Luftkissens.



Abbildung 18: Schweißnaht an dem Luftkissen

Nun wurde das Luftkissen durch den inneren Teil gefädelt. Im zusammengefalteten Zustand faltet sich das Luftkissen fächerförmig um den Zylinder (Abbildung 19 und 20). Im aufgepumpten Zustand dehnen sich die einzelnen Luftfächer aus und stehen seitlich ab (Abbildung 21 und 22).



Abbildung 19: Draufsicht:
luftleerer
Zustand



Abbildung 20: Draufsicht:
luftleerer
Zustand
zwei



Abbildung 21: Draufsicht:
aufge-
pumpter
Zustand



Abbildung 22: seitliche
Ansicht:
aufge-
pumpter
Zustand

Zum Aufpumpen und Ablassen der Luft dient ein Schlauch, welcher mit der Pumpe und dem Ventil verbunden ist.

Die Pumpe ist eine 6 V Vakuumpumpe, hat einen Geräuschpegel von maximal 65 dB, einen Druck von 500 mmHg und es werden 1-2,2 Liter Luft pro Minute gepumpt. [7] Das Ventil hat eine 5 V Versorgungsspannung und ist ein Magnetventil.

Die Pumpe und das Ventil werden zunächst über einen Arduino versorgt und können hierüber geregelt werden. Dies wird im Folgenden genauer erläutert.

Anschließend erfolgt zudem eine Erläuterung der Produktion einer Silikonhülle, um den Prototypen zu umhüllen und somit anwenderfreundlich zu gestalten.

3 Steuerung

Zur Regelung des Prototyps wurde ein Arduino Uno Microcontroller genutzt und die Programmierung erfolgte mit der Arduino IDE 1.8.15 Software.

3.1 Temperatursensor

Um die Steuerung des Prototyps zu testen, wurde zunächst eine Regelung mit einem Temperatursensor implementiert. Da die Pumpe und das Magnetventil eine Betriebsspannung von 5 V benötigen, aber der Digitaloutput des Arduino sehr gering ist, wurde die Steuerung über zwei MOSFETs realisiert. Um den Stromkreis vor möglicher Gegenspannung zu schützen, wurde jeweils eine Diode parallel zur Pumpe bzw. zum Ventil geschaltet. Wie in Abbildung 31 erkennbar wurde der Temperatursensor als Eingangssignal für A0 festgelegt und über die Ausgänge 3 und 4 die Pumpe und das Ventil gesteuert. Pumpe und Magnetventil wurden jeweils mit einer 5 V Spannung aus dem Arduino betrieben.

Die Programmierung erfolgte über ein einfaches Programm. Das Programm fragt den Output des Temperatursensors in Abständen von 1000 ms ab und vergleicht ihn mit dem vorherigen Wert. Ist die Temperatur gestiegen wird die Pumpe für 1000 m sec (Output 4 = HIGH) angeschaltet, ist die Temperatur gesunken öffnet sich das Ventil für denselben Zeitraum (OUTPUT 3 = HIGH), bleibt die Temperatur unverändert geschieht nichts, d.h. beide Ausgänge sind LOW.

Zu beachten ist, dass diese Programmierung nur ein genereller Versuch der Steuerung des Prototyps ist. Ob ein Temperatursensor in der Endanwendung zum Einsatz kommt, gilt es noch zu klären. Außerdem muss überprüft werden, wie groß die Dilatation ist, wenn die Pumpe für 1000 m sec betrieben wird und in welcher Schrittweite die Ausdehnung erfolgen soll.

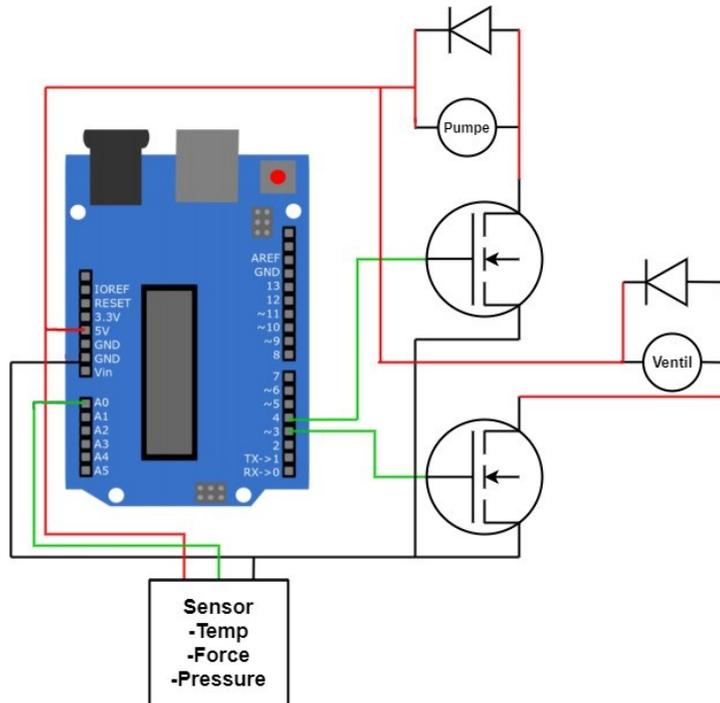


Abbildung 23: Schaltungsskizze für die Steuerung

3.2 Drucksensoren

Dies bietet sich an, da sowohl durch den Luftinput ein Druck entsteht, als auch von außen durch die Vagina.

Tabelle 1: Übersicht der Drucksensoren [8][9][10]

Sensor	Versorgungsspannung	Druckbereich
SEN-PRESSURE10	3.3 V-5 V	0 kg-10 kg
MPX 53DP	3 V-6 V	0 kPa-50 kPa
2SMPP03P	100 μ ADC	0 kPa-50 kPa

3.2.1 Kraftsensor

Zunächst wurde ein ARD SEN PRESSURE Sensor mit einem Messbereich zwischen 0 kg-10 kg implementiert.[10] Die Schaltung wurde analog zu der des Temperatursensors aufgebaut. Der Drucksensor wurde zwischen Silikonhülle und Luftkissen befestigt. Es stellte sich schnell heraus, dass der Drucksensor nicht für die Anwendung geeignet ist. Da der Kraft-Sensor die Druckveränderung in dem Moment, indem sie auftritt misst und keine konstanten Drück darstellen kann.

3.2.2 Luftdrucksensor

Zur Messung des Druckes innerhalb des Luftkissens, wurde ein Drucksensor der MPX53 Serie mit einem Messbereich von 0 kPa bis 50 kPa ausgewählt.[9] Auch dieser Sensor wurde analog zur Schaltung des Temperatursensors implementiert.

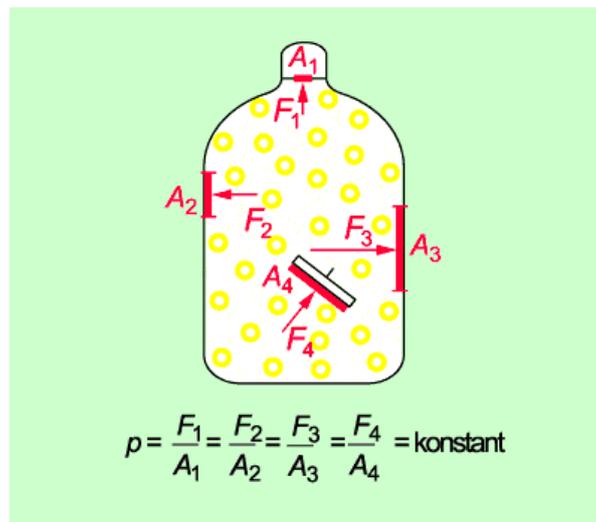


Abbildung 24: Druckausbreitung in einem geschlossenen System [12]

4 Hülle

4.2 Material

Silikone zeichnen sich durch ihre Elastizität und Flexibilität aus. Durch verschiedene Additive lassen sich viele unterschiedliche Materialeigenschaften erzeugen, so dass es Silikone mit vielen verschiedenen Härten und Elastizitäten gibt. Ebenfalls beeinflussbar ist die Temperatur Beständigkeit und Reißfestigkeit. Silikone finde in der Medizintechnik bereits häufig Anwendung. Es gibt ausreichend Silikone deren Bioverträglichkeit nachgewiesen ist. [13]

Der Härtegrad eines Silikons wird in Shore-Härte angegeben, wobei für weiche Elastomere Shore-A genutzt wird. Wie in Abb. 25 zu sehen, führen die verschiedenen Shore-Härten zu sehr unterschiedlich elastischen Materialien.

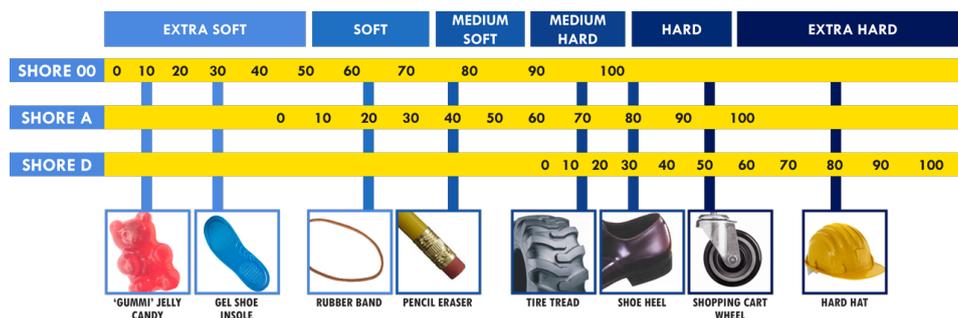


Abbildung 25: Shore-A-Skala [14]

Silikon kann auf verschiedenen Arten verarbeitet werden, häufig ist jedoch das Gießen. In der ersten Phase der Fertigung der Hüllen wurde deswegen ein Gießverfahren

ausprobiert.

Zu Beginn des Prozesses wurden zwei flache Silikon Samples gegossen. Zum einen, um sich mit der Arbeit mit Silikon vertraut zu machen und zu anderen, um ein Gefühl für das Material zu bekommen.

Für die erste Fertigung der Hülle haben wir uns für ein 2-Komponenten-Gießsilikon der Härte Shore-A-22 entschieden, welches bei Raumtemperatur aushärtet. Mit einer Topfzeit von 60 Minuten und einer Entformzeit von 6 Stunden ist es lange bearbeitbar, was besonders beim Gießen nützlich ist. Da die erste Hülle zunächst ein Test des Herstellungsverfahrens war und dazu diente uns mit dem Material und dessen Anwendung vertraut zu machen, wurde zu Gunsten der Kosten auf ein medizinisch zugelassenes Silikon verzichtet.[15] Da für das Gießen der Hülle ein Negativ von Nöten war, wurde außerdem ein härteres 2-Komponenten Knet-Silikon erworben (Entformzeit 1-2 Stunden). Das Knet-Silikon hat eine Härte von Shore-A-40. [16]

Tabelle 2: Übersicht der Verwendete Silikone [15][16][17]

Anwendung	Produktname und Hersteller	Shore- Härte	Zertifizierung
Negativ	Plastique Culinair, Nedform b.v.	Shore-45-A	keine
Hülle 1	Siliconen Culinair, Nedform b.v.	Shore-22-A	TÜV-Zertifiziert §31 LFGB (für Lebensmitteln)
Hülle 2	EROSIL-10 Silikon, SILIKONFABRIK.DE	Shore-10-A	Zugelassen für Kontakt mit Haut/Schleimhaut nach EG Richtlinie 67/548/EWG

4.3 Fertigung

4.3.1 Guss

Um die Silikonhülle gießen zu können, mussten zunächst ein Silikon-Negativ und ein Positiv erstellt werden. Der Guss selbst erfolgte wie in Abb.26 schematisch dargestellt mit Hilfe dieser beiden Bauteile. Während das Positiv mit dem 3D-Drucker leicht herzustellen war, musste für das Negativ ein weiterer Arbeitsschritt erfolgen.

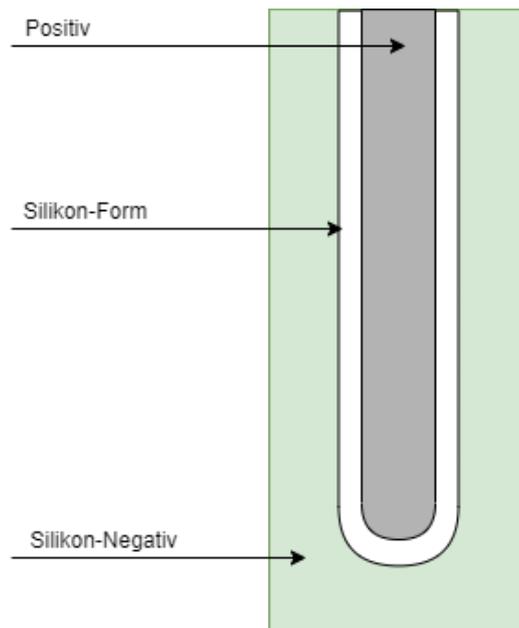
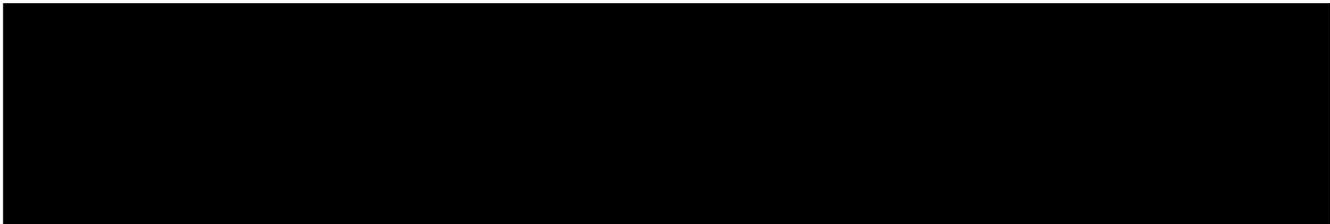


Abbildung 26: Schema Gussform

Zwar wäre es möglich gewesen auch das Negativ zu drucken, allerdings wäre es schwierig gewesen die Support Strukturen des Drucker zu entfernen. Aus den Erfahrungen mit den Bauteilen für das mechanische Modell geht hervor, dass sich die Support Strukturen nur unvollständig entfernen lassen. Um das Silikon-Negativ herzustellen wurde deswegen ein weiteres PLA Positiv gedruckt.



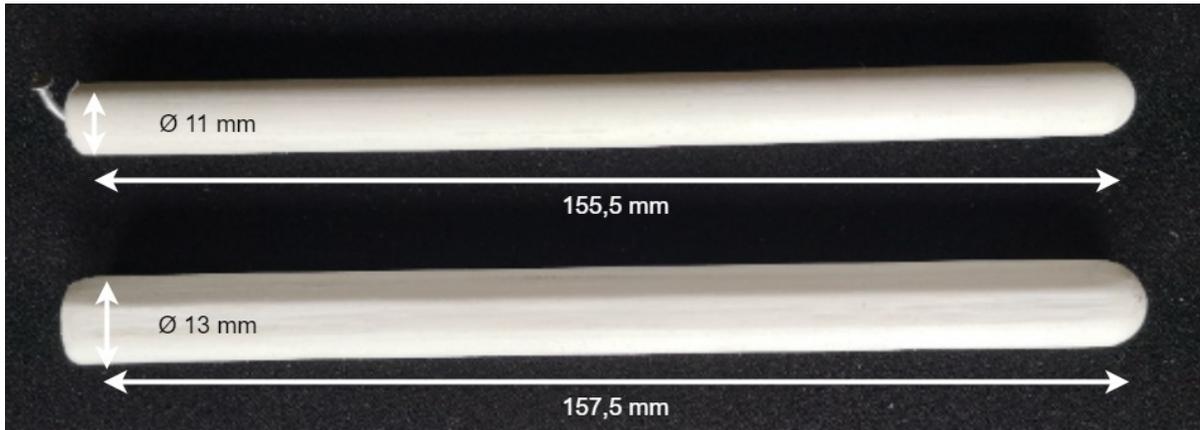


Abbildung 27: PLA Positive (oben A unten B)

Das Silikonnegativ und das Postiv A wurden um die Anhaftung der ausgehärteten Hülle zu vermeiden mit Silikonspray eingesprüt, danach wurde die Form mit dem Silikon gefüllt. Anschließend wurde die Form in einen Vakuumbbeutel gestellt und mit Hilfe einer Vakuumpumpe die Luft entzogen. Dieser Vorgang diente zur Vorbeugung von Lufteinschlüssen und sollte die Entlüftung des Silikons begünstigen.

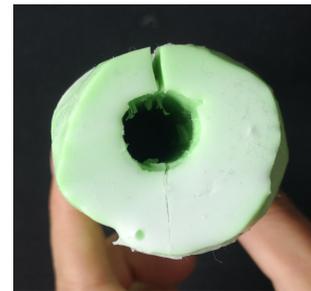


Abbildung 28: Silikon-Negativ

Aufgrund der geometrischen Form und des geringen Wand Durchmessers ist die Entlüftung jedoch nicht erfolgreich gewesen. Wie in Abbildung 29 zu sehen, weist das ausgehärtete Silikon Lufteinschlüsse auf. Ein weiterer Grund für die unvollständige Entlüftung könnte die Art der Vakuumanwendung sein. Vermutlich ist eine Vakkumkammer, in der die Form frei stehen kann, besser geeignet als ein Beutel.



Abbildung 29
Lufteinschlüsse

Ein weiteres Problem des Gießverfahren war, dass sich die Hülle trotz des Silikonsprays nur schwer aus dem Negativ lösen ließ. Teile der Hülle sind an der Negativ-Wand haften geblieben, was zu Löchern in der Hülle geführt hat (vgl. Abb. 30). Möglicherweise ist das Knetsilikon für die Anwendung als Gussform nicht geeignet.

4.3.2 Beschichtung

Für die Beschichtung wurde zunächst das PLA Positiv B mit Silikonspray beschichtet, um ein Anhaften der Hülle zu verhindern. Danach wurde mit Hilfe einer Spritze Silikon über dem Positiv verteilt, so dass es gleichmäßig mit Silikon bedeckt war. Da das Silikon sehr flüssig war, musste das beschichtete Positiv für die Topfzeit (60 Minuten) kontinuierlich gedreht werden, um das abfließen des Silikons zu verhindern.

Da die Drehung per Hand erfolgte und nicht komplett gleichmäßig war, weist die fertige Hülle, wie in Abbildung 30 zu sehen, einen ungleichmäßigen Wanddurchmesser auf.

Für das Beschichtungsverfahren ist ein Silikon mit einer kürzeren Topfzeit empfehlenswert, um eine gleichmäßigere Verteilung des Silikons zu gewährleisten. Außerdem führt eine Tauchbeschichtung vermutlich zu einer gleichmäßigeren Verteilung des Silikons. Wie in Abbildung 30 zu sehen, ist die Hülle aus dem Beschichtungsverfahren ohne Lufteinschlüsse. Ein weiterer Vorteil der Beschichtung ist, dass sich die Hülle ohne anzuheften von dem Positiv abrollen lässt. Im direkten Vergleich ist das Beschichtungsverfahren dem Guss vorzuziehen.

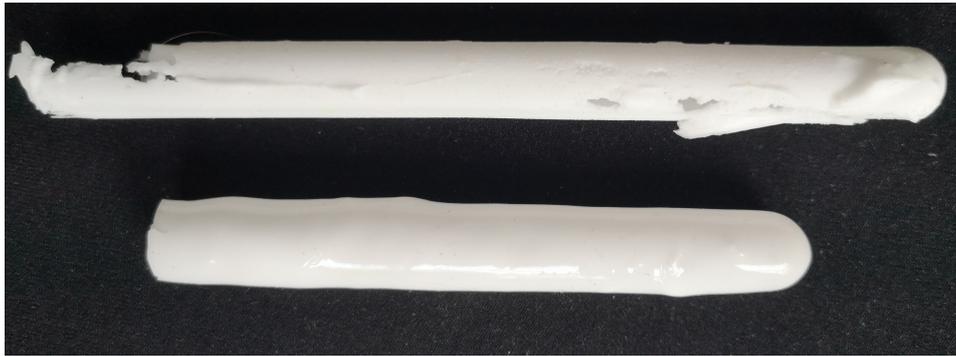


Abbildung 30: Die Silikon-Hüllen im Vergleich. Oben die Hülle aus dem Guss, unten die Hülle aus dem Beschichtungsverfahren

Die Hülle aus dem Beschichtungsverfahren lässt sich leicht auf dem Dilatator abrollen. Beim Testen der Hülle wurde jedoch festgestellt, dass die Härte des Silikons zu groß ist und der Widerstand der Hülle so stark, dass sich das Luftkissen nicht vollständig entfalten kann. Da eine stärkere Pumpe das Luftkissen unnötig belastet und sollte es zu einer Fehlfunktion kommen eine größere Gefahr für die Anwendenden ist, empfiehlt es sich ein weiches Silikon für die Hülle zu nutzen.

Die zweite Hülle wurde analog zum oben genannten Verfahren aus einem Silikon der Härte Shore-10-A hergestellt.



Abbildung 31: Fertiger Prototyp mit ShA10 Silikonhülle

5 Verbesserungen

Bei der Umsetzung des Prototypen 2 gibt es einige Schwachstellen, die ausbaufähig sind. Im Folgenden werden einige dieser Verbesserungsmöglichkeiten aufgeführt:

5.1 Pumpe

Die derzeit verwendete Pumpe ist eine 6 V Versorgungsspannungspumpe. Die Pumpe kann einen Druck von ca. 500 mmHg aufbauen und kann 1.8 L Luft pro Minute pumpen. Da der Druck der Vagina und dem Scheideneingang sehr individuell ist und sich auch durch Anspannung schnell ändert, ist es möglich, dass bei ersten Tests die Pumpleistung der Micropumpe nicht ausreicht.

Hier muss dann auf eine 9 V Akkubetriebene Pumpe gewechselt werden, welche eine höhere Pumpleistung hat.

5.2 Geräuschpegel

Bei der Luftpumpe muss zusätzlich auf den Geräuschpegel geachtet werden. Die 6 V Pumpe hat eine Lautstärke von maximal 65 dB. Dies entspricht der Lautstärke eines Gespräches.[18]

Dieser Geräuschpegel ist zwar nicht schädlich für die Ohren, aber er ist für den Patienten auf Dauer anstrengend. Somit sollte man sich zukünftig überlegen, ob diese Geräusche gedämmt werden können, oder ein anderes Modell einer Pumpe, mit geringerer Lautstärke arbeitet.

5.3 Luftkissen

Das Luftkissen stammt derzeit aus einer Blutdruckmanschette. Das Material ist sehr fest und relativ dick. Außerdem nimmt der integrierte Schlauch viel Platz ein, da dieser seitlich angebracht ist. Um zukünftig ein noch kleineres Produkt zu erhalten ist es sinnvoll, ein dünneres Material zu verwenden und den Schlauch anders an dem Luftkissen zu positionieren. Hierbei ist es vermutlich sinnvoll eine Kinderblutdruckmanschette zur Hilfe zu nehmen oder eigens ein Luftkissen zu produzieren.

5.4 Material: innerer Part

Auch bei dem Material des inneren Bauteils ist Verbesserungsbedarf vorhanden. Das derzeitige Material ist das PLA (Polylactid) und ist sehr gut in dem 3D Drucker zu verarbeiten. Dieses Polyactid ist durch unsere 2mm dünne Wand nicht sehr stabil und

somit verformen sich beim Aufpumpen des Luftkissens die Längsstreben. Hier ist es daher sicherlich sinnvoll ein stärkeres Material (wie Metalle) zu verwenden, welches nicht im 3D Drucker verarbeitet werden kann.

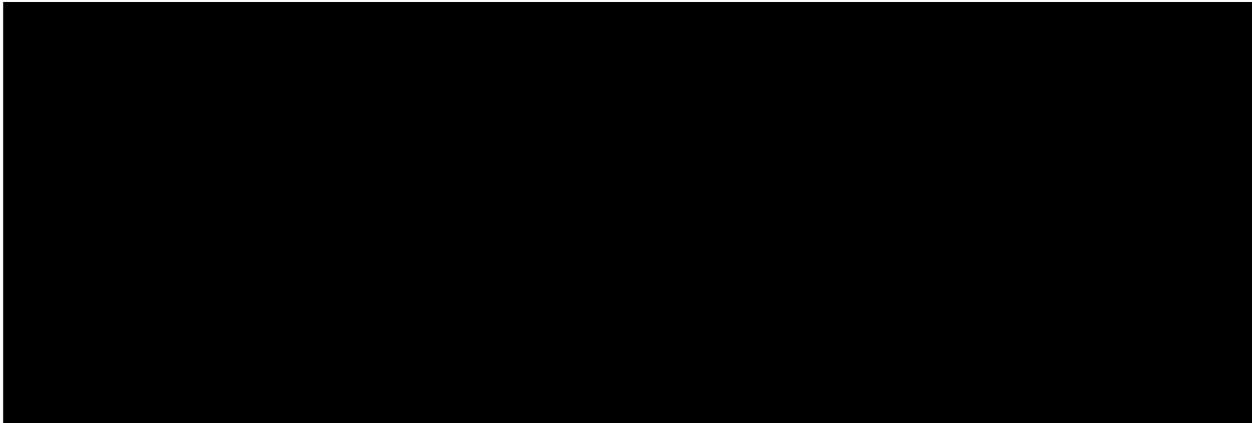
5.5 Material: Hülle

Die Hülle des Prototyps besteht derzeit aus einem Silikon der Härte 10 ShA. Dieses ist sehr elastisch, und für den Kontakt mit der Haut und Schleimhäuten geeignet. Dennoch sind die medizinische Zulassung und die dazugehörigen Normen zu überprüfen. Außerdem sind Unebenheiten von dem Luftkissen durch die Hülle zu spüren.

Zusätzlich ist die Produktion der Silikonhülle mit einem großen Zeitaufwand verbunden. Der Zeitaufwand hängt von der Aushärtungsdauer des Silikons ab. Dieser liegt in der Regel zwischen 20 und 60 min. Somit muss zukünftig ein medizinisch geprüfetes, elastisches, aber robustes und kurz aushärtendes Silikon gefunden werden.

5.6 Sensorik und Regelung

Bei der Sensorik und der Regelung ist ebenfalls an Verbesserung zu denken. Da der Arduino Uno nur einen 10-Bit-Analog-zu-Digital-Konverter enthält, ist die Auflösung des Arduinos begrenzt. Der Drucksensor MPX53 hat beispielsweise eine Genauigkeit von 1.2 mV kPa^{-1} wohin gegen der Arduino nur eine Genauigkeit von 4.9 mV pro Teil darstellen kann.



5.7 Miniaturisierung der Regleungs Komponenten

Ein weiterer Aspekt ist die derzeitige Verwendung eines Arduinos, welcher eine bestimmte Größe mit sich bringt. Der Arduino selbst ist $68.6 \text{ mm} \times 53.3 \text{ mm}$ groß und hinzu kommt das Steckboard für alle Bauteile. Zukünftig sollte hier auf ein Microcontroller umgestiegen werden und die Bauteile minimiert werden. So kann Platz gespart werden und das Gesamtprodukt ist handlich und gut anwendbar.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der erste Prototyp auf einem einfachen, aber effizienten Funktionsweise basiert. Der Aufbau ist unkompliziert und auch die Anzahl an Bauteilen für die Regelung ist überschaubar. Zudem benötigt man für die Fertigung der Hülle kaum Zubehör und somit ist auch diese gut durchführbar.

Des Weiteren sind die Verbesserungen, welche in dem Kapitel 5 aufgelistet wurden, gut umsetzbar, sodass ein nächstes Modell durch kleine Veränderungen schnell gefertigt ist. Dadurch ist eine erste Testung an Probanden in absehbarer Zeit möglich, wodurch weitere Verbesserungsmöglichkeiten auftreten werden und weitere Iterationsschritte durchgeführt werden können.

