

**Konzipierung, Konstruktion  
und Validierung einer  
Tauchvorrichtung zur  
Herstellung der künstlichen  
Pumpkammern für das DLR-  
Herzunterstützungssystem**

## **Semesterarbeit**

Michael Egwolf



**SEMESTERARBEIT**

**KONZIPIERUNG, KONSTRUKTION UND  
VALIDIERUNG EINER  
TAUCHVORRICHTUNG ZUR  
HERSTELLUNG DER KÜNSTLICHEN  
PUMPKAMMERN FÜR DAS DLR-  
HERZUNTERSTÜTZUNGSSYSTEM**

Freigabe:

Der Bearbeiter:

Unterschriften

Michael Egwolf

\_\_\_\_\_

Betreuer:

Dipl.-Ing. Daniel Wehner

\_\_\_\_\_

Der Institutsdirektor

Prof. Dr. G. Hirzinger

\_\_\_\_\_

Dieser Bericht enthält 165 Seiten, 120 Abbildungen und 0 Tabellen

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die es mir erst ermöglicht haben, auf dem interessanten und für die Gesellschaft bedeutsamen Forschungsgebiet der Medizintechnik, diese wissenschaftliche Arbeit, im Rahmen meines Studiums, zu verfassen.

Die Umsetzung des Projektes fand in den Räumlichkeiten des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt statt. Hierbei möchte ich mich zunächst bei Herrn Dr.-Ing. Thomas Schmid bedanken. Als Geschäftsführer der Dualis MedTech GmbH, einer Ausgründung des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt, hat er ermöglicht, dass ich an diesem Projekt mitwirken durfte.

Des Weiteren gilt mein Dank allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Dualis MedTech GmbH und des Institutes für Robotik und Mechatronik am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt, die mir jederzeit mit fachlichem Rat zur Seite standen und mich mit wertvollen Hinweisen und Vorschlägen unterstützten.

Ein besonderes Dankeschön auch an Herrn Dipl.-Ing. Erhard Krampe, wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Medizintechnik der Technischen Universität München, für die hochschulseitige Betreuung der Arbeit.

Bei meiner Lebensgefährtin Katharina Wurm möchte ich mich insbesondere für das Korrekturlesen der Arbeit bedanken.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, die mich während meines Studiums stets unterstützt haben.

# **Abstract**

## **Konzipierung, Konstruktion und Validierung einer Tauchvorrichtung zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern für das DLR-Herzunterstützungssystem**

Diese wissenschaftliche Arbeit dokumentiert die Konzeption, Konstruktion und Validierung einer Tauchvorrichtung für die Herstellung der künstlichen Pumpkammern des am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelten Herzunterstützungssystems LVAS5. Die Tauchvorrichtung ist insbesondere als Voraussetzung für die Durchführung von Tauchversuchen zu verstehen. Denn nur mit einem geeigneten Versuchsaufbau kann die Grundlage, zur Realisierung eines reproduzierbaren und qualitativ abgesicherten Prozesses zur Herstellung der Pumpkammern, geschaffen werden. Dazu wird zunächst der bestehende Versuchsaufbau kritisch hinterfragt, um daraus die wesentlichen Anforderungen an die optimierte Tauchvorrichtung abzuleiten. Anhand dieser wird im Anschluss ein geeignetes Konzept erarbeitet und umgesetzt. Die Erkenntnisse aus dem beispielhaft durchgeführten Tauchversuch zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern, mit der optimierten Tauchvorrichtung sollen als Grundlage für weitere Tauchversuche dienen. Die Potenzialbewertung des Versuchsstandes sowie die kritische Reflektion des Tauchversuches sind ebenfalls Bestandteil dieser Arbeit und sind als Motivation für eine weitere Optimierung des Tauchprozesses zu verstehen.

## **Conception, design and validation of a dip coating device, for producing artificial ventricles of the DLR Heart Assist Device**

This thesis documents the conception, construction, and validation of a qualified dip coating device for the manufacturing of artificial pumping chambers for the ventricular assist device LVAS5 developed at the German Aerospace Centre. Thereby, especially the dip coating device is a substantial condition for the performance of dip coating experiments. Only a qualified experimental setup can be basis for the realization of a reproducible and safe experimental process for the manufacturing of artificial pumping chambers. Therefore, the existing experimental setup is questioned critically to derive the main requirements for the optimized high-quality pumping chambers. Based on this, a qualified concept will be introduced and subsequently implemented. The conclusion of the exemplary performed immersion experiments for production of artificial pump chambers with the optimized dip coating device, shall serve as a basis for further immersion tests. The evaluation of the test station, as well as the critical reflection of the immersion test, are also part of this document and intended to be a motivation for further optimization of the immersion process.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung</b> .....	<b>I</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>II</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>III</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2 Zielsetzung</b> .....	<b>4</b>
<b>3 Stand der Technik</b> .....	<b>6</b>
3.1 Medizinische Grundlagen .....	6
3.1.1 Das menschliche Herz .....	6
3.1.2 Der Blutkreislauf .....	9
3.1.3 Herzinsuffizienz .....	13
3.2 Herzunterstützungssysteme .....	18
3.2.1 Klassifikation der Herzunterstützungssysteme .....	18
3.2.2 Derzeit auf dem Markt erhältliche Herzunterstützungssysteme .....	21
3.2.3 Nachteile bestehender Herzunterstützungssysteme .....	27
3.3 Die aktuellen DLR-Herzunterstützungssysteme .....	27
3.3.1 DLR-LVAS5 .....	27
3.3.2 DLR-VAD Hydro .....	33
3.3.3 Nachteile der bestehenden Lösungen .....	34
3.4 Kunststofftechnische Grundlagen .....	35
3.4.1 Anwendungsmöglichkeiten in der Medizintechnik .....	35
3.4.2 Klassifizierung von Polymeren .....	36
3.4.3 Polymerlösungen .....	38
3.4.4 Viskosität .....	40
3.4.5 Thermoplastisch verarbeitbare Polyurethane (TPU) .....	44
3.5 Möglichkeiten zur Herstellung der Pumpkammern .....	46
3.5.1 Das Tiefziehverfahren .....	46
3.5.2 Das Tauchverfahren .....	48
<b>4 Material und Methoden</b> .....	<b>50</b>
4.1 Zielanalyse und Anforderungsliste .....	50
4.1.1 Analyse des bestehenden Aufbaus .....	50
4.1.2 Zielformulierung für die umzusetzende Tauchvorrichtung .....	55
4.1.3 Klärung der Anforderungen an die Tauchvorrichtung .....	56

---

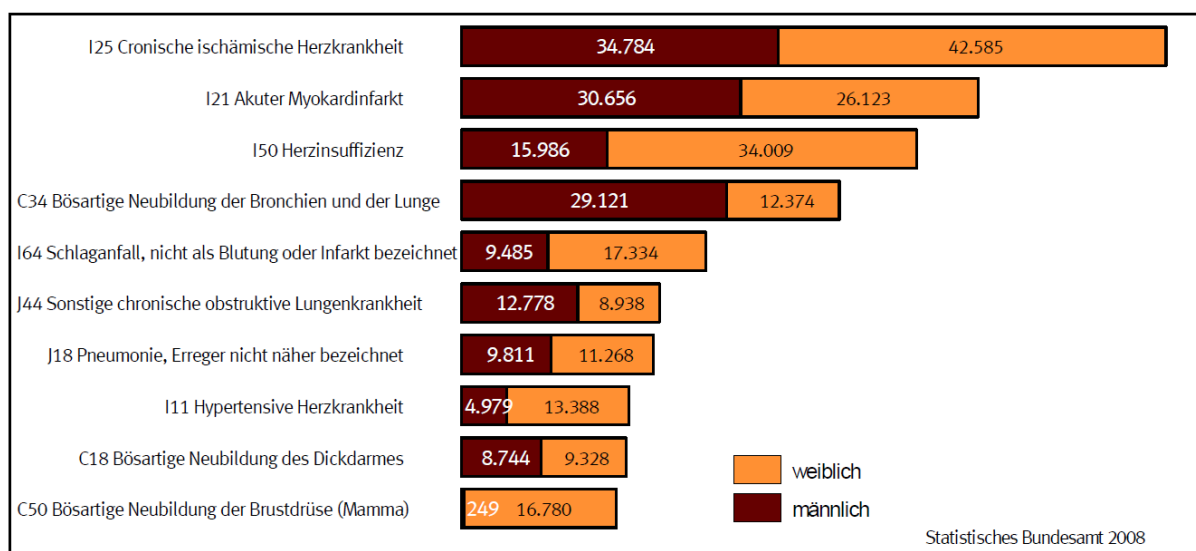
4.2	Konzeptioneller Lösungsentwurf .....	60
4.2.1	Funktionsmodellierung.....	60
4.2.2	Wirkprinzipien zu den Hauptfunktionen der Tauchvorrichtung.....	61
4.2.3	Prinzipielle Gesamtlösungsentwürfe und Lösungsauswahl .....	69
4.3	Verwendete Komponenten.....	74
4.3.1	Der Gefahrstoffarbeitsplatz .....	74
4.3.2	Der Tauchroboter.....	75
4.3.3	Die Rührvorrichtung.....	75
4.3.4	Der pneumatische Schwenkantrieb .....	77
4.3.5	Der pneumatische Spannzylinder .....	78
4.3.6	Komponenten der Druckluftstrecke .....	79
4.3.7	Aluminiumprofile und Verbindungselemente .....	81
4.4	Auswahl eines geeigneten Viskosimeters .....	82
4.5	Auswahl der Dichtverbindung.....	87
4.5.1	Auswahl der Dichtungsart.....	87
4.5.2	Auswahl des Dichtungsmaterials .....	90
4.6	Auswahl des Konstruktionswerkstoffs für die Tauchvorrichtung .....	92
<b>5</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>97</b>
5.1	Chemischer Beständigkeitstest des Dichtmaterials .....	97
5.2	Konstruktive Umsetzung der Tauchvorrichtung .....	99
5.2.1	Gesamtaufbau .....	99
5.2.2	Der modular aufgebaute Tauchbehälter.....	100
5.2.3	Konstruktive Integration der Magnetrührvorrichtung.....	104
5.2.4	Konstruktive Integration des Viskosimeters.....	105
5.2.5	Konstruktion des Schließmechanismus .....	108
5.2.6	Auslegungsrechnung des pneumatischen Schwenkantriebs.....	111
5.2.7	Konstruktive Integration des pneumatischen Schwenkantriebs.....	121
5.2.8	Auslegung und Integration des Spannzylinders .....	123
5.3	Aufbau der Druckluftstrecke .....	126
5.4	Steuerung der Schließvorrichtung .....	128
5.5	Inbetriebnahme der Tauchvorrichtung und Tauchversuch.....	131
<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>136</b>
6.1	Bewertung der Zielerreichung .....	136
6.2	Kritische Reflektion des Versuchsaufbaus .....	139
6.3	Ausblick .....	141

---

<b>7 Zusammenfassung</b> .....	<b>147</b>
<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>148</b>
<b>Anhang</b> .....	<b>153</b>
Anhang A Anforderungsliste .....	153
Anhang B Relationsorientierte Funktionsmodellierung.....	154
Anhang C Morphologischer Kasten .....	155
Anhang D Elektrischer Schaltplan der Schließvorrichtung .....	156
Anhang E Konfiguration der Mess- und Auswertungssoftware „RheoWin“ .....	157
Anhang F Konstruktionszeichnungen .....	159

# 1 Einleitung

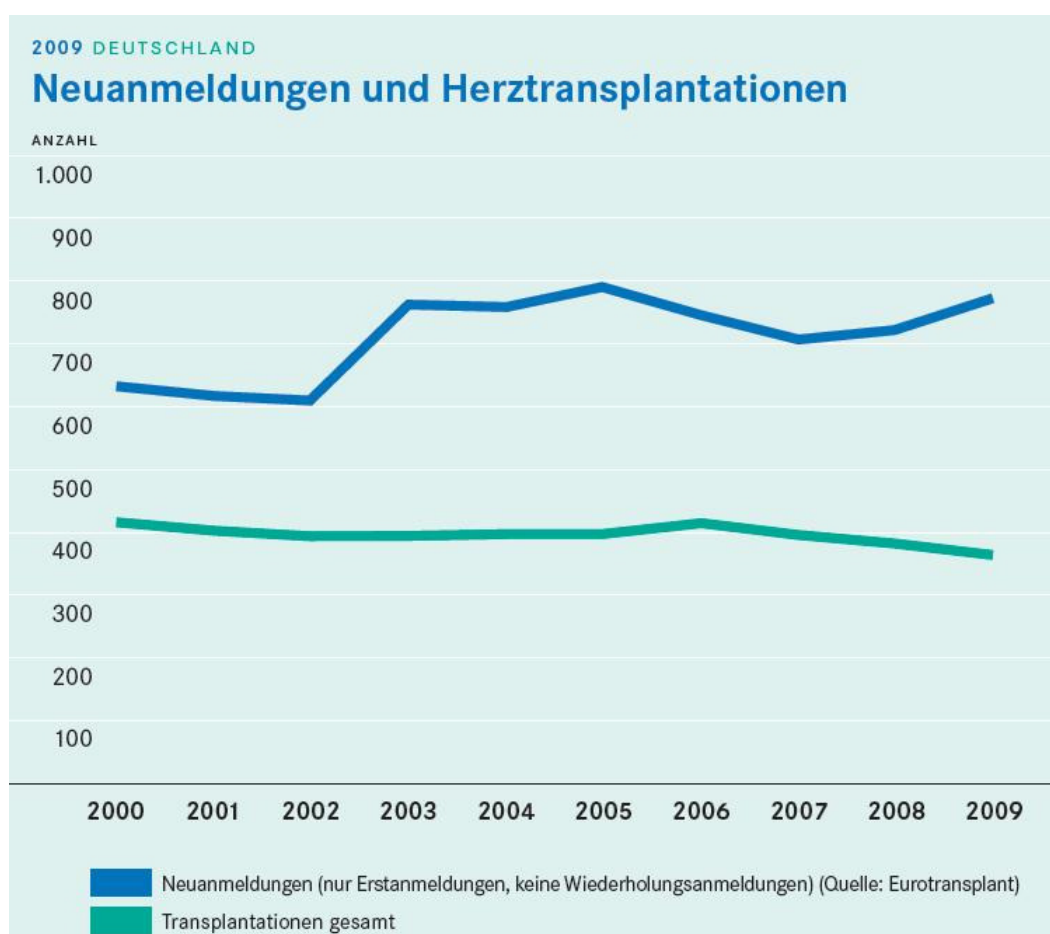
Laut dem Statistischen Bundesamt verstarben 2007 in Deutschland 827.155 Personen. Dabei sind Herz- und Kreislauferkrankungen nach wie vor die häufigste Todesursache. So erlag im Jahre 2007 fast jeder zweite Verstorbene (43,4%) an einer Erkrankung des Herz- und Kreislaufsystems. Wie die Abbildung 1-1 zeigt, sind hierbei insbesondere die chronische ischämische Herzkrankheit (77.369 Verstorbene), der akute Myokardinfarkt (56.779 Verstorbene) sowie die Herzinsuffizienz (49.995 Verstorbene) als eine der häufigsten Todesursachengruppen zu nennen. [78]



**Abb. 1-1: Die häufigsten Todesursachen von Männern und Frauen in Deutschland (2007) [78].** Die drei häufigsten Ursachen sind Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems, die Herzinsuffizienz liegt bezüglich der Häufigkeit des Auftretens an dritter Stelle.

Im Jahr 2009 wurden in Deutschland 363 Herztransplantationen in 25 Transplantationszentren durchgeführt. Im gleichen Jahr allerdings haben sich 773 Patienten zur Transplantation auf eine Warteliste setzen lassen. Die Abbildung 1-2 zeigt die zahlenmäßige Entwicklung der Neuanmeldungen für Herztransplantationen, sowie die tatsächlich durchgeführten Herztransplantationen für die Jahre von 2000 bis 2009. [41]





**Abb. 1-2: Neuanmeldungen und Herztransplantationen in Deutschland (2009) [41].** Zu sehen ist die Diskrepanz zwischen der Anzahl tatsächlich durchgeführter Herztransplantationen und der Anzahl potenzieller Spenderherzempfänger aufgrund von Neuanmeldungen. Im Jahr 2009 sank die Zahl der Herztransplantationen in Deutschland. Die Neuanmeldungen zur Transplantation stiegen dagegen an.

Die Diskrepanz zwischen der Anzahl der Wartelistenpatienten und der zur Verfügung stehenden Spenderorgane, sowie die extrem hohen Kosten von Herztransplantationen hatten in vielen Herztransplantationszentren zu einem wachsenden Prozentsatz von Wartelistenpatienten geführt, die von einem Herzunterstützungssystem profitieren könnten [72].

Daher werden derzeit, mit zunehmendem Erfolg, in der kardiologischen und herzchirurgischen Intensivmedizin verschiedene Typen der mechanischen Kreislaufunterstützung eingesetzt. Das wesentliche Therapieziel ist dabei die Aufrechterhaltung, eines mit anderen Mitteln nicht mehr stabilisierbaren Kreislaufes bei terminaler Herzinsuffizienz. Die mechanische Unterstützung dient einerseits dazu, die Perfusion der übrigen Organsysteme aufrechtzuerhalten, um dadurch irreversible Schädigung zu verhindern, beziehungsweise zu begrenzen. Andererseits kann durch den Einsatz moderner

Herzunterstützungssysteme der Sauerstoffbedarf des entlasteten Herzens bei optimiertem Angebot auf ein Minimum reduziert werden. Dies kann zu einer Erholung oder zumindest zu einer Begrenzung irreversibler Schäden des Herzens führen. Falls sich das Herz nicht erholt, dient das Kreislaufunterstützungssystem zur Überbrückung der Wartezeit bis zu einer Herztransplantation. [8]

Das Deutsche Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelt seit 2003 das vollständig implantierbare Herzunterstützungssystem DLR-LVAS. Ziel dieses Systems ist die Überbrückung der Wartezeit bis zu einer möglichen Herztransplantation. Dabei ist es auf eine Dauer von 5 Jahren ausgelegt. Das heißt über diesen Zeitraum muss die vollständige Funktionsfähigkeit des Systems gewährleistet sein.

Die derzeitige Version des DLR-LVAS verfügt über eine innovative Zweikammertechnik. Dabei werden zwei symmetrisch übereinanderliegende Pumpkammern aus Polyurethan durch eine Druckplatte abwechselnd komprimiert und expandiert, wodurch sich ein physiologisch vorteilhafter Blutfluss einstellen soll. [87]

Die Qualität der hergestellten Pumpkammern bestimmt wesentlich die Funktionsfähigkeit des Herzunterstützungssystems. Auf der einen Seite müssen die künstlichen Ventrikel hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften so ausgelegt sein, dass die Pumpkammern auch über Jahre hinweg den Belastungen der Druckplatte standhalten. Andererseits muss durch die Geometrie der Pumpkammern und deren Kontaktflächen mit dem Blut eine Schädigung des Blutes weitgehend ausgeschlossen werden. Aufgrund der geringen Wanddicken, sowie der komplexen Geometrie der Pumpkammern, können zur Herstellung der künstlichen Ventrikel zahlreiche Herstellungsverfahren nicht angewendet werden.

Das Tauchverfahren, das insbesondere in der Beschichtungstechnik eingesetzt wird, ist eine Möglichkeit zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern. Denn dieses Verfahren eignet sich vor allem zur Herstellung flexibler, einseitig offener Hohlkörper, mit geringer Wanddicke [15]. Daher soll im Rahmen dieser Arbeit eine Tauchvorrichtung konzipiert, konstruiert und validiert werden, um dadurch die Voraussetzung für Tauchversuche, zur Ermittlung der optimalen Prozessparameter, zu schaffen.

## 2 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die Konzipierung, Konstruktion und Validierung einer geeigneten Versuchsumgebung zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern aus Polyurethan mittels Tauchverfahren.

### **Aufgabenstellung:**

Der Versuchsstand soll insbesondere die Grundlage schaffen, durch Tauchversuche, die optimalen Parameter für den Tauchprozess zu ermitteln. Daraus ergeben sich folgende Aufgabenbereiche:

#### *Klärung der Grundlagen und des Stands der Technik:*

- Darstellung der medizinischen Grundlagen.
- Verdeutlichung des Stands der Technik bezüglich derzeitiger Herzunterstützungssysteme.
- Vorstellung der aktuellen DLR-Herzunterstützungssysteme.
- Erarbeiten der erforderlichen kunststofftechnischen Grundlagen.
- Vorstellung möglicher Verfahren zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems.

#### *Erarbeitung eines konzeptionellen Lösungsentwurfs einer Tauchvorrichtung zur Herstellung der künstlichen Ventrikel mittels Tauchverfahren:*

- Zielanalyse und Anforderungsklä rung.
- Generierung möglicher Lösungsalternativen zur Umsetzung des Versuchsstands.
- Auswahl einer geeigneten Lösung und Vorentwurf.
- Vorstellung und Auswahl relevanter Komponenten der Versuchsumgebung.
- Diskussion möglicher Konstruktionswerkstoffe.

#### *Konstruktive Umsetzung der Versuchsumgebung und Tauchversuch:*

- Konstruktion und Montage der Tauchvorrichtung.
- Aufbau der Druckluftstrecke.
- Steuerung der Schließvorrichtung.
- Inbetriebnahme des Versuchsstands.
- Durchführung eines Tauchversuchs mit der umgesetzten Versuchsumgebung.

*Potenzialbewertung:*

- Bewertung der Zielerreichung.
- Kritische Reflektion des Versuchsaufbaus.
- Herausarbeiten möglicher Potenziale des umgesetzten Versuchsstands.

**Arbeitshypothese:**

Im Wesentlichen sollen sich durch den realisierten Versuchsstand folgende Vorteile ergeben:

- Schaffung der Grundlage für Tauchversuche.
- Reduktion des Aufwands zur Herstellung der Pumpkammern durch Automatisierung.
- Erzeugung von Messdaten aus Qualitätsgründen und zur Realisierung eines reproduzierbaren und konstanten Herstellungsprozesses der Pumpkammern.
- Umsetzung eines grundlegenden Versuchsaufbaus, der zunehmend mit intelligenten Sensoren ausgestattet werden soll, um einerseits zusätzliche Messdaten zu erzeugen, andererseits eine zunehmende Automatisierung zu erreichen.

Ob und in welchem Maße diese Ziele erreicht werden, soll in einer abschließenden Potenzialbewertung diskutiert werden.

## **3 Stand der Technik**

In diesem Kapitel wird zunächst auf die medizinischen Grundlagen eingegangen. Dadurch soll einerseits die Notwendigkeit von Herzunterstützungssystemen betont werden, andererseits werden durch die Darstellung des menschlichen Herzkreislaufsystems die hohen Anforderungen an moderne Herzunterstützungssysteme verdeutlicht. Im Anschluss daran wird der Stand der Technik derzeitiger Herzunterstützungssysteme dargestellt, sowie die Nachteile bestehender Herzunterstützungssysteme angeführt. Dabei wird insbesondere auch das derzeitige DLR-Herzunterstützungssystem kritisch hinterfragt. Abschließend werden einige Grundlagen der Kunststofftechnik angeführt und die bisherigen Möglichkeiten zur Herstellung der Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems vorgestellt.

### **3.1 Medizinische Grundlagen**

#### **3.1.1 Das menschliche Herz**

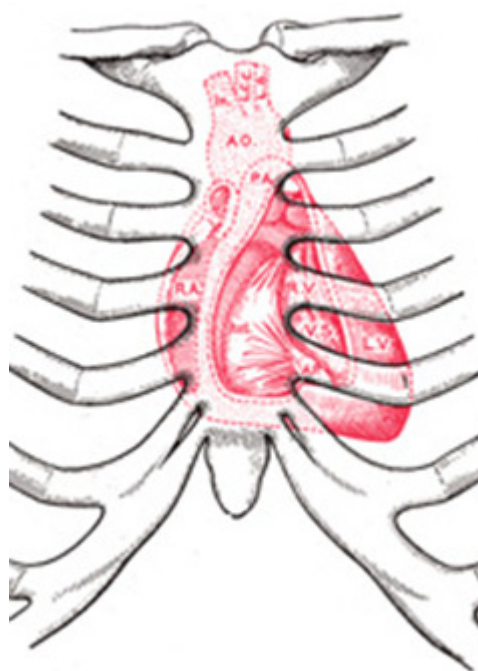
Das Herz ist ein etwa faustgroßes, muskuläres Hohlorgan mit der Aufgabe, durch wechselnde Kontraktion (Systole) und Erschlaffung (Diastole) von Vorhöfen und Kammern den Blutstrom in den Gefäßen in Bewegung zu halten [44].

Ein gesundes menschliches Herz wiegt ungefähr 300-350g. Durch intensiven und regelmäßigen Sport, sowie durch bestimmte Herzkrankheiten, darunter beispielsweise Herzklappenfehler oder Bluthochdruck, kann sich das Herzgewicht durch Vergrößerung der Herzmuskelzellen (Hypertrophie) auf 500g erhöhen. Wird dieses kritische Herzgewicht jedoch überschritten, besteht die Gefahr, dass die Herzkranzgefäße das Herz nicht mehr ausreichend mit Sauerstoff versorgen können (Ischämie). Dies erhöht das Risiko, dass das Herz nicht mehr im Stande ist, genügend Blut in den Körper zu pumpen (Herzschwäche). [80]

Um zu gewährleisten, dass das Herz den Körper ausreichend mit Blut versorgt, schlägt das Herz im Normalfall mit einer Herzfrequenz (HF) von 60-80 Schlägen/Minute. Bei einem Herzschlagvolumen (HV), also dem Blutvolumen, das bei einem Herzschlag vom Herzen ausgeworfen wird, von ungefähr 70ml, ergibt sich ein Herzminutenvolumen (HMV) von circa 5L. Dies entspricht dem gesamten Blutvolumen, welches in einer Minute vom Herzen durch den Blutkreislauf gepumpt wird und kann bei Sport bis auf das Fünffache gesteigert werden. [80]

**Lage:**

Das Herz liegt auf dem Zwerchfell und zwischen den Lungen. Dabei wird es auf der Vorderseite durch das Brustbein begrenzt. Hinter dem Herzen befinden sich die Speiseröhre und die Aorta. Zwei Drittel des schräg liegenden Muskels ragen in den linken Brustraum, ein Drittel in den Rechten. Wie die Abbildung 3-1 verdeutlicht, zeigt die Herzspitze dabei nach unten links, wodurch diese im 5. Zwischenrippenraum die Brustwand berührt. Dort kann durch den Herzspitzenstoß die Lage der Herzspitze mit den Fingern erfühlt werden. [57, 80]

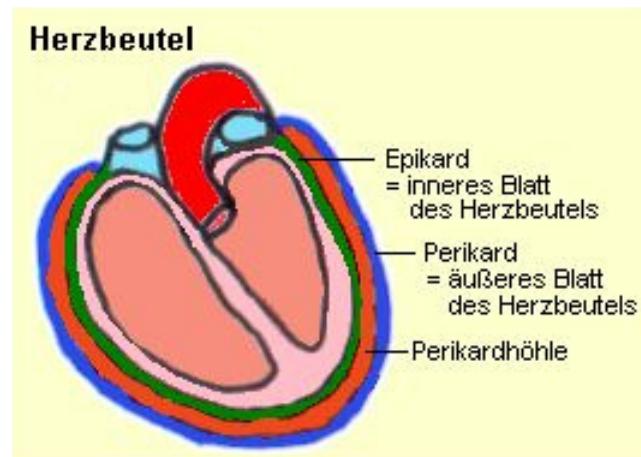


**Abb. 3-1: Die Lage des Herzens im Brustraum [80].** Zu sehen ist der zu zwei Drittel in den linken Brustraum ragende Herzmuskel. Die Herzspitze berührt im 5. Zwischenrippenraum die Brustwand.

**Der Herzbeutel (Pericard):**

Die innere Wand des Herzbeutels wird Epikard genannt. Das Epikard ist direkt mit dem Herzmuskel verwachsen und stellt eine sehr glatte Oberfläche zur Verfügung. Die äußere Seite des Herzbeutels wird als Perikard im eigentlichen Sinn bezeichnet. Dieses besteht aus festem Bindegewebe und eingelagertem Fettgewebe und umgibt schützend das Herz. Dabei hat es insbesondere die Funktion, den Herzbeutel in seiner Lage zu fixieren. Dazu ist das Perikard an der unteren Spitze mit dem Zwerchfell, an der Seite mit dem Brustfell verwachsen. Zwischen Epikard und Perikard befindet sich ein feiner Spalt, der Flüssigkeit enthält (Perikardhöhle). Durch diese Flüssigkeit, die als Gleitfilm agiert, kann die glatte

Oberfläche des Epikards leicht und reibungsarm gegen das Perikard verschoben werden. Dies ermöglicht, dass sich das schlagende Herz ständig bewegen kann, während das fixierte Perikard dieser Bewegung nur geringfügig folgt. In der Abbildung 3-2 wird gezeigt, dass das Herz von einem doppelwandigen Herzbeutel, dem sogenannten Perikard (lat. Pericardium), umgeben wird. [47, 59]



**Abb. 3-2:** Das menschliche Herz, eingebettet im Herzbeutel [59]. Zu sehen sind das innere Blatt des Herzbeutels (Epikard), das äußere Blatte des Herzbeutels (Perikard) sowie die Perikardhöhle.

### **Anatomischer Aufbau:**

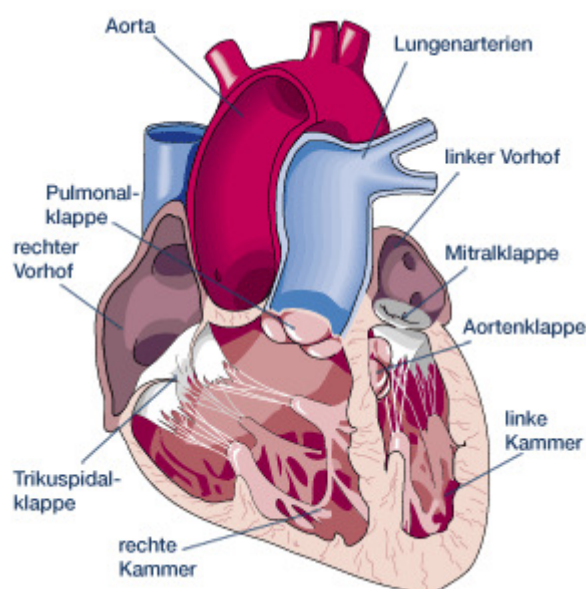
Durch eine Scheidewand (Septum) wird das Herz in eine rechte und eine linke Hälfte geteilt. Jede dieser Hälften wird wiederum in eine obere, muskelschwächere Abteilung, dem sogenannten Vorhof (Atrium) und eine untere, muskelstärkere Kammer (Ventrikel) unterteilt [44]. Wie der anatomische Aufbau des Herzens in der Abbildung 3-3 zeigt, ist der Herzmuskel (Myokard) der linken Kammer stärker ausgeprägt, als bei der rechten Kammer, da von dieser aus das Blut in den Körperkreislauf gepumpt wird [67].

Das menschliche Herz besitzt vier Herzklappen. Allen gemeinsam ist ihre Funktion als Ventil. Diese Ventile befinden sich zwischen den Vorhöfen und den Herzkammern, beziehungsweise zwischen den Herzkammern und den abführenden Arterien. Sie gewährleisten, dass das Blut immer in die vorbestimmte Richtung fließt und so ein Zurückfließen des Blutes zwischen zwei Pumpstößen verhindert wird. [67]

Die sogenannten Segelklappen sind in Fließrichtung des Blutes orientiert und bieten diesem keinen Widerstand, sondern werden bei entsprechendem Blutfluss an die Wand gedrückt. Um bei der Kontraktion der Herzkammern (Systole) einen Rückfluss des Blutes in die Vorhöfe zu verhindern, schließen sich die Segelklappen, indem sie umklappen und sich aufeinander

pressen. Die Trikuspidalklappe agiert dabei als Einlassventil zwischen dem rechten Vorhof und der rechten Herzkammer. Die Mitralklappe dient als Einlassventil zwischen dem linken Vorhof und der linken Herzkammer. An der Innenwand der Herzens befinden sich Muskelvorsprünge (Papillarmuskulatur), von denen wiederum Sehnenfäden abgehen. Diese Sehnenfäden sorgen dafür, dass die Segel der Segelklappen nicht zu weit in den Vorhof zurückklappen. [67, 80]

Während die Segelklappen die Eingangsventile des menschlichen Herzens sind, agieren die Taschenklappen als Ausgangsventile und verhindern das Zurückfließen des Blutes aus der Lungenschlagader und der Hauptschlagader (Aorta) in die Herzkammern, beim Erschlaffen der Herzkammern (Diastole). Die Pulmonalklappe liegt zwischen der rechten Herzkammer und dem Lungenkreislauf. Die Aortenklappe ist das Auslassventil zwischen linker Herzkammer und Körperkreislauf. [67]



*Abb. 3-3: Schematische Darstellung des Herzens [67]. Zu sehen sind die linke und rechte Herzkammer, der linke und rechte Vorhof, die verschiedenen Herzklappen des Herzens sowie die Aorta und die Lungenarterien.*

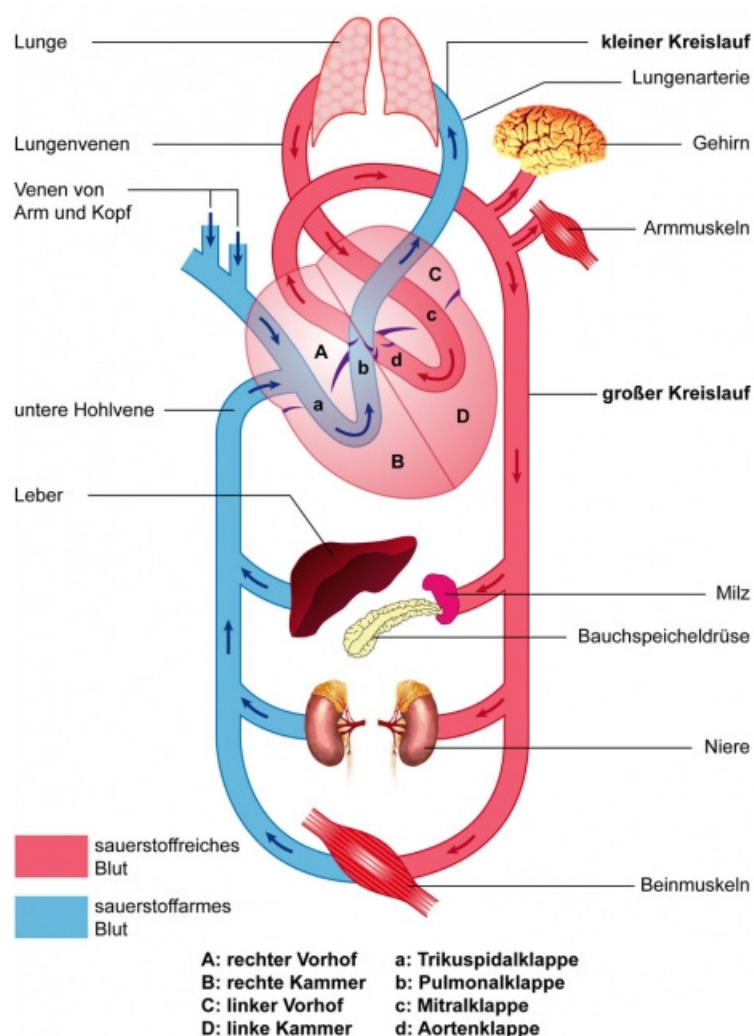
### 3.1.2 Der Blutkreislauf

Der Blutkreislauf ist ein aus Gefäßen bestehendes Strömungssystem für das Blut zur Versorgung der Körpergewebe [43].

#### **Aufbau und Funktion:**

Die Abbildung 3-4 zeigt schematisch den Aufbau des Blutkreislaufes.





**Abb. 3-4: Der menschliche Blutkreislauf [81].** Zu sehen sind der kleine und der große Kreislauf mit deren Blutgefäßen, sowie der anatomische Aufbau des Herzens. Zudem wird die Blutversorgung einiger Organe bildhaft dargestellt und verdeutlicht, in welchen Bereichen das sauerstoffarme beziehungsweise sauerstoffreiche Blut fließt.

Das menschliche Kreislaufsystem mit dessen verschiedenen Blutgefäßen kann betrachtet werden als zwei hintereinander geschaltete Kreisläufe mit zwei Pumpen. Der große Kreislauf (Körperkreislauf) beginnt ausgehend von der linken Herzkammer, mit der Austreibung des sauerstoffreichen Blutes in die große Körperschlagader (Aorta). Von der Aorta aus gelangt das Blut über die stetig dünner werdenden Arterien bis hin in die Kapillaren (Mikrozirkulation), in denen der Stoffaustausch mit den einzelnen Organen stattfinden kann. Aus diesen Kapillaren fließt es anschließend über Venolen und Venen in die rechte Herzhälfte und tritt dort in den kleinen Kreislauf (Lungenkreislauf) ein. Der Lungenkreislauf hat die Aufgabe, das Blut vom Herzen zur Lunge und wieder zurück zu pumpen. Dort erfolgt der Gasaustausch, das heißt das Blut gibt Kohlendioxid ( $\text{CO}_2$ ) ab und nimmt Sauerstoff ( $\text{O}_2$ ) auf.

Das mit Sauerstoff angereicherte Blut erreicht von dort aus wieder die linke Herzhälfte und der Kreislauf beginnt von Neuem. [49]

### **Funktionelle Anatomie des Blutgefäßsystems:**

Abhängig von der jeweiligen Aufgabe der einzelnen Blutgefäße können diese hinsichtlich Funktion und Aufbau folgendermaßen kategorisiert werden:

#### *Windkesselgefäß:*

Die Aorta und deren großen Äste haben die Aufgabe, das Blut, abhängig von den jeweiligen Druck- und Strömungsspitzen, auf die Peripherie zu verteilen. Um dieser Herausforderung gerecht zu werden, wandelt das Windkesselgefäß die, durch die diskontinuierliche Förderleistung des Herzens erzeugte, pulsierende Strömung, in eine kontinuierliche Strömung in den peripheren Arterien um (Windkesselfunktion). Dabei nutzt die Aorta ihre elastischen Eigenschaften, indem bei der Systole nur etwa die Hälfte des ausgetriebenen Blutes direkt in die Arterien fließt. Der Rest wird zunächst in der elastischen Aorta gespeichert und anschließend durch die wirkenden elastischen Rückstellkräfte während der Diastole in die Arterien gedrückt. [49]

#### *Widerstandsgefäße:*

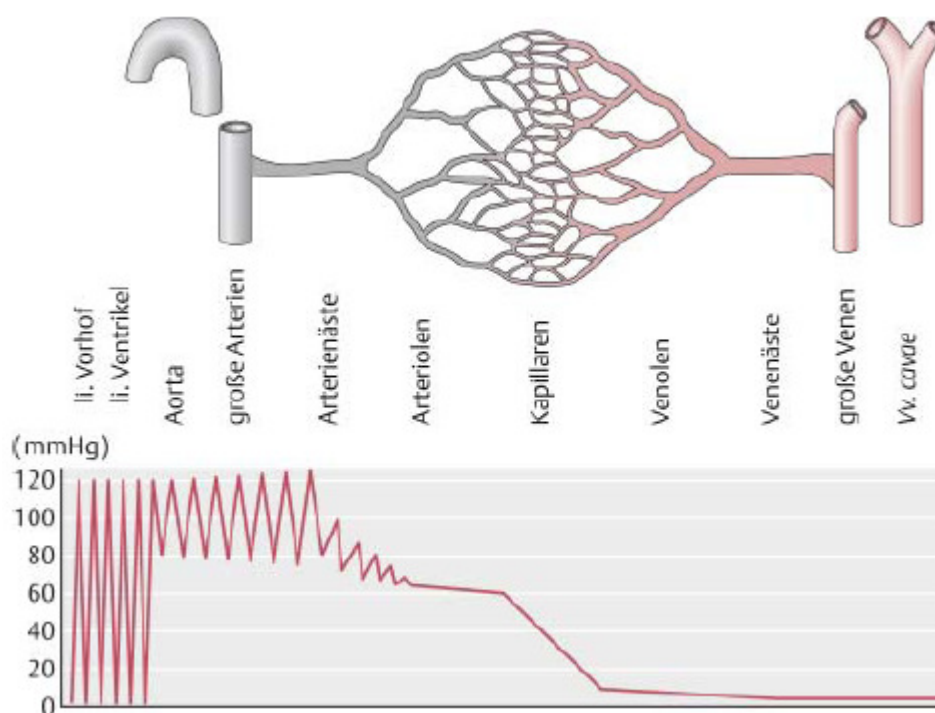
Zu den Widerstandsgefäßen gehören die kleinen Arterien sowie die Arteriolen. Diese sind nahezu mit 50% am totalen peripheren Strömungswiderstand beteiligt und dienen insbesondere dazu, den arteriellen Blutdruck vor dem Eintritt in das Kapillarsystem zu reduzieren. Der starke Einfluss auf den totalen peripheren Strömungswiderstand ist zurückzuführen auf die deutlich kleiner werdenden Radien der Gefäße. [49]

#### *Kapillaren:*

In den Kapillaren findet der Gas- und Stoffaustausch zwischen Blut und Gewebe statt. Dies wird ermöglicht durch die sehr geringe Strömungsgeschwindigkeit in den Kapillaren aufgrund des hohen Gesamtquerschnitts, sowie der extrem großen Gesamtoberfläche, an der die Austauschvorgänge stattfinden. [49]

#### *Kapazitätsgefäße:*

Die Venen sammeln das Blut wieder. In Ihnen befinden sich circa 80% des gesamten Blutvolumens. Daher werden diese auch als Kapazitätsgefäße bezeichnet. [49]



**Abb. 3-5: Druckverlauf im Kreislaufsystem [49].** Zu sehen sind die verschiedenen Gefäße des Blutkreislaufsystems und die zugehörigen Druckwerte.

Wie die Abbildung 3-5 zeigt, besteht der große Körperkreislauf aus zwei verschiedenen Drucksystemen: Das Hochdrucksystem und das Niederdrucksystem. Zum Hochdrucksystem gehören alle arteriellen Gefäße, also die Aorta, Arterien und Arteriolen sowie der linke Ventrikel in der Systole. Hier herrscht ein mittlerer Blutdruck von ungefähr 100mmHg. Die Venen, das rechte Herz, sowie die Gefäße des kleinen Kreislaufs (Lungenkreislauf) befinden sich dagegen im sogenannten Niederdrucksystem. Dieses dient aufgrund der hohen Dehnbarkeit und der großen Kapazität der Blutgefäße als Blutspeicher, der bei Bedarf vom Körper in Anspruch genommen werden kann. Der Druck im Niederdrucksystem kann bis auf 2-4mmHg abfallen. [76]

### **Das Blut:**

Das Blut ist ein in den Blutgefäßen des menschlichen Blutkreislaufes strömende Körperflüssigkeit und wird wegen der zahlreichen Aufgaben oft als „fließendes Organ“ bezeichnet. Es ist verantwortlich für zahlreiche Transportvorgänge: Die Versorgung des Gewebes mit Sauerstoff und Nährstoffen, der Abtransport von Kohlendioxid und Stoffwechselprodukten, sowie die Verteilung der Enzyme und Hormone im Körper. Des Weiteren ist das Blut mit verantwortlich für die Wärmeregulation. [42, 88]

Das Blut besteht zu 55% aus Blutplasma, das wiederum etwa 90% Wasser und 10% Elektrolyte enthält. Der restliche prozentuale Anteil (45%) wird als Hämatokrit bezeichnet. Dieser setzt sich aus den verschiedenen Blutzellen (Thrombozyten, Leukozyten, Erythrozyten) zusammen. Die Erythrozyten (rote Blutkörperchen) sind die mengenmäßig am häufigsten vorkommenden Blutzellen. Ihre Hauptaufgaben sind der Transport von Sauerstoff im Körper und der Gasaustausch in der Lunge. Die Leukozyten (weiße Blutkörperchen) sind zuständig für Abwehrvorgänge im Organismus. Sie sind grundlegend am Gewebeaufbau, an der Nahrungsaufnahme und an der Bildung von Antikörpern beteiligt. Leukozyten werden vorwiegend in den Lymphknoten und dem Knochenmark gebildet und nutzen das Blutgefäßsystem, um vom Bildungsort an den Funktionsort zu gelangen. Die Thrombozyten (Blutplättchen) bilden sich ebenfalls am Knochenmark und dienen, zusammen mit dem im Blutplasma vorkommenden Fibrinogen, der Blutgerinnung. [88]

### 3.1.3 Herzinsuffizienz

#### **Begriffsklärung:**

Unter Herzinsuffizienz versteht man eine Herzmuskelschwäche, die durch eine unzureichende Funktion des Herzens gekennzeichnet ist. Das Herz ist dabei nicht mehr imstande, eine den Anforderungen entsprechende Förderleistung zu erbringen. [45]

Es handelt sich demnach um eine reduzierte Herzfunktion, bei dem das Herz nicht mehr in der Lage ist, die Organe, beziehungsweise die Gewebe ausreichend mit Sauerstoff zu versorgen, um den Stoffwechsel in Ruhe oder bei Belastung aufrecht zu erhalten. Die Herzinsuffizienz selbst stellt keine eigene Erkrankung dar, sondern umfasst einen Symptomkomplex, der seine Ursache in vielen Komponenten des Herzkreislaufsystems hat. [71]

Sie ist demnach als eine Art Sammelbegriff aufzufassen und muss immer mit der zugrundeliegenden Herzerkrankung gesehen werden. Typische Beschwerden der Herzinsuffizienz sind: Abnahme der körperlichen Belastbarkeit, Atemnot, Müdigkeit und Schwächegefühl, sowie Wassereinlagerungen an den Unterschenkeln (Ödeme). [68]

#### **Ursachen der Herzinsuffizienz:**

Die Ursachen einer Herzinsuffizienz können verschiedener Natur sein. Die häufigste Ursache für eine Schädigung des Herzmuskels ist die Koronare Herzkrankheit. Diese Krankheit fasst alle Erkrankungen zusammen, bei denen es vorübergehend oder bleibend zu einer Durchblutungsstörung in den Herzkranzgefäßen kommt, welche insbesondere durch

Arteriosklerose verursacht wird. Die Koronare Herzkrankheit führt häufig zu einem Herzinfarkt und damit zu einem Absterben des Herzmuskelgewebes. Dadurch wird der Herzmuskel geschwächt, eine Insuffizienz liegt vor. [59, 66, 71]

Ein weiterer Auslöser der Herzschwäche ist ein über längere Zeit anhaltender Bluthochdruck (Hypertonie). Steigt der Blutdruck im Lungenkreislauf (pulmonale Hypertonie) oder Körperkreislauf (arterielle Hypertonie) für längere Zeit an, so führt dies zu einer Verdickung des Herzmuskelgewebes (Hypertrophie), um auf eine veränderte Drucksituation im Körper zu reagieren. Dadurch kommt es jedoch zu einer Abnahme des ventrikulären Füllungsvolumens. Die Pumpleistung des Herzens muss erhöht werden und der Herzmuskel hypertrophiert weiter. Ohne ärztliche Behandlung kann der Patient diesem Teufelskreislauf nicht entkommen. [59, 66, 71]

Eine weitere Herzkrankheit, die zu einer Herzschwäche führen kann, ist die Herzmuskelentzündung (Myokarditis). Diese kann nur auf den Herzmuskel beschränkt sein, aber auch den Herzbeutel mit einbeziehen. Bei einer Herzmuskelentzündung ist die Kontraktionsfähigkeit des Herzens gestört oder geschwächt. Dadurch kommt es zu einer Verringerung der Pumpleistung und somit zu einer Herzschwäche. [59, 66, 71]

Neben der Herzmuskelentzündung, können weitere Herzmuskelerkrankungen, bei denen der Herzmuskel allmählich seine Struktur verändert (Kardiomyopathie), Ursache für eine Herzinsuffizienz sein. Die Gründe hierfür können sehr unterschiedlich sein. So können beispielsweise Nervenerkrankungen, Infektionen und langjähriger Alkohol- und Medikamentenmissbrauch, Ursache für eine Kardiomyopathie sein. Durch die veränderte Struktur des Herzmuskels folgt eine verminderte Leistungsfähigkeit des Herzens. [59, 66, 71]

Tritt eine Herzrhythmusstörung, also eine Störung in der Erregungsbildung, beziehungsweise Erregungsleitung auf, so kann ebenfalls eine Insuffizienz auftreten. Durch eine gestörte Anregung der Herzmuskelzellen findet eine nicht optimale Kontraktion des entsprechenden Teils des Herzmuskels statt, sodass das Herz zu langsam, zu schnell oder unregelmäßig schlägt. Unmittelbare Folge ist eine eingeschränkte Pumpleistung des Herzens und damit eine Herzschwäche. [59, 66, 71]

### **Einteilung:**

Die Herzinsuffizienz kann nach verschiedenen Aspekten kategorisiert werden. Auf diese soll im Folgenden eingegangen werden.

*Unterscheidung nach dem Verlauf:*

Hinsichtlich des Verlaufs kann zwischen akuter und chronischer Herzinsuffizienz unterschieden werden. Die akute Herzinsuffizienz entwickelt sich innerhalb von Stunden beziehungsweise Tagen. Ursachen für diesen kurzfristigen Verlauf sind häufig ein Herzinfarkt, eine Herzrhythmusstörung oder eine Herzentzündung. Auch eine plötzliche Verschlechterung einer chronischen Herzinsuffizienz wird als akute Herzinsuffizienz bezeichnet. Der Patient muss husten, bekommt nur noch schlecht Luft und ist so schnell als möglich entsprechend zu behandeln. [24, 71, 81]

Die chronische Herzinsuffizienz dagegen entwickelt sich sehr langsam, über Monate oder sogar Jahre hinweg. Sie ist überwiegend eine Erkrankung des höheren Lebensalters. Als Ursache für eine chronische Herzinsuffizienz kommen zahlreiche Erkrankungen in Frage. Unterschieden wird dabei zwischen Grunderkrankungen des Herzens und Grunderkrankungen außerhalb des Herzens. Zu den Erstgenannten zählen unter anderem die Koronare Herzkrankheit (Verengung oder Verschluss der Herzkranzarterien), Herzklappenerkrankungen, Herzmuskelentzündungen sowie Herzrhythmusstörungen. Zu den Grunderkrankungen außerhalb des Herzens gehören unter anderem ein langfristig schlecht eingestellter Blutdruck, Blutarmut oder eine Hormonstörung der Schilddrüse. [24, 71, 81]

*Links-, Rechts- und Globalinsuffizienz:*

Abhängig davon, welche Teile des Herzens betroffen sind, kann die Herzinsuffizienz des Weiteren in Links-, Rechts- oder Globalinsuffizienz eingeteilt werden. Bei der linksseitigen Herzinsuffizienz arbeitet die linke Herzhälfte nicht ausreichend, und das Blut staut sich in der Lunge, wodurch sich in der Lunge Wasser ansammelt. Ursachen hierfür sind beispielsweise ein erhöhter Blutdruck oder die Koronare Herzkrankheit, welche die Muskulatur der linken Herzkammer schwächt. [66]

Eine Rechtsherzinsuffizienz entsteht, wenn der Druck im Lungenkreislauf steigt. Die rechte Herzkammer muss das Blut gegen einen erhöhten Druck in die Lunge pumpen. Dadurch verdickt sich die Herzmuskulatur der rechten Herzkammer. Ist das Herz nicht mehr in der Lage, diese Pumpleistung zu gewährleisten, staut sich das Blut zurück in den Körperkreislauf und es kommt zur Rechtsherzinsuffizienz. [66]

Ist die Pumpfunktion beider Herzhälften eingeschränkt, spricht man von einer Globalen Herzinsuffizienz. [66]

*Unterscheidung nach dem Schweregrad:*

Die Herzinsuffizienz wird häufig auch nach dem Schweregrad der Herzschwäche klassifiziert. Hierbei wird insbesondere das Schema der New-York-Heart-Association (NYHA) herangezogen. Die NYHA unterteilt die Insuffizienz in die Schweregrade I-IV. Dabei geben die einzelnen Schweregrade Auskunft über die Stärke des Leidens bei körperlicher Belastung unter persönlich empfundenen Beschwerden. Die Klassifizierung der Herzinsuffizienz nach dem Schweregrad zeigt die Abbildung 3-6. [68]

<b>NYHA-Stadium</b>	<b>Klinik (subjektive Beschwerden, z. B. Müdigkeit und Luftnot)</b>
I	Keine Beschwerden, normale Belastbarkeit.
II	Beschwerden bei normaler körperlicher Belastung.
III	Beschwerden schon bei leichter körperlicher Belastung.
IV	Beschwerden in Ruhe, Verschlechterung schon bei geringster körperlicher Belastung.

**Abb. 3-6: Einteilung der Herzinsuffizienz nach NYAH in Stadien I-IV [68].** Zu sehen sind die unterschiedlichen Stadien nach NYHA. Diese dienen der Unterscheidung der Herzinsuffizienz nach dem Schweregrad.

**Therapiemöglichkeiten:**

Zur Behandlung der Herzinsuffizienz steht eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Verfügung. Im Vordergrund stehen dabei insbesondere die Verbesserung der Lebensqualität des Patienten, das Senken der Sterblichkeitsrate und die Verbesserung der hämodynamischen Parameter, also die Optimierung des Blutflusses. Hierfür werden vorwiegend folgende Therapiemaßnahmen angewendet: Gesunde Lebensführung, medikamentöse Behandlungen, implantierbare Therapiesysteme, Herztransplantationen und Herzunterstützungssysteme. [20, 24, 80]

*Gesunde Lebensführung:*

Für eine gesunde Lebensführung ist der Patient selbst verantwortlich. Der Patient hat vor allem auf eine gesunde Ernährung, ausreichend Bewegung und ein angemessenes Körpergewicht zu achten, um eine weitere Verschlechterung der Krankheit zu verzögern, beziehungsweise zu vermeiden. [20, 24, 80]

*Medikamentöse Behandlung:*

Bei noch nicht fortgeschrittener Herzinsuffizienz (Patienten NYHA Klasse I und II) können Patienten mit entsprechenden Medikamenten stabilisiert werden. Meist ist hierbei eine Kombination aus verschiedenen Wirkstoffen erforderlich, um die Beschwerden ausreichend zu lindern und ein Fortschreiten der Krankheit zu verhindern. Diese Wirkstoffe zielen einerseits darauf ab, die Kontraktionskraft des Herzens zu verbessern. Eingesetzt wird zum Beispiel das Herzmittel Digitalis, welches durch bestimmte physiologische Vorgänge die Kontraktionskraft, und damit die Leistung des Herzmuskels erhöht. Andererseits soll das Herz selbst entlastet werden. Dies kann zum einen dadurch erreicht werden, dass die überschüssige Flüssigkeit, die das Herz zusätzlich durch den menschlichen Kreislauf pumpen muss, beseitigt werden. Hier kommen beispielsweise Diuretika zum Einsatz, die den Nieren helfen, entsprechend mehr Wasser und Salz über den Urin auszuscheiden. Zum anderen kann eine Entlastung des Herzens durch Erweiterung der Blutgefäße erreicht werden. Denn je enger die Blutgefäße sind, durch die das Herz das Blut pumpen muss, desto höher ist der Widerstand, gegen den das Herz arbeiten muss. Hier finden die sogenannten ACE-Hemmer Anwendung. Die Abkürzung ACE (Angiotensin-Converting-Enzym) steht für ein körpereigenes Enzym, welches zur Bildung des Angiotensin II verantwortlich ist. Dieses sorgt für eine Verengung der Blutgefäße. Durch den Einsatz der ACE-Hemmer wird dieser physiologische Vorgang unterbunden. Die Blutgefäße entspannen sich, das Herz wird entlastet. [20, 24, 80]

*Implantierbare Systeme:*

Sind die medikamentösen Maßnahmen nicht mehr ausreichend oder leidet der Patient zusätzlich an schweren Rhythmusstörungen (Patienten NYHA Klasse III), die häufig zu einem plötzlichen Tod führen können, so werden zusätzlich implantierbare Systeme zur Behandlung der Herzschwäche herangezogen. Diese Systeme ähneln dem klassischen Herzschrittmacher und lösen bei Bedarf eine Herzschocktherapie (Defibrillation) aus. Es werden demnach durch gezielte Stromstöße die Herzrhythmusstörungen beendet. [20, 24, 80]

*Herztransplantation:*

Falls sich die Herzinsuffizienz durch Medikamente und implantierbare Systeme nicht mehr therapieren lässt, bleibt oft nur noch die Möglichkeit der Herztransplantation. Diese ist in den meisten schweren Fällen zwar die wirksamste Therapie, jedoch stehen zu wenige Spenderherzen zur Verfügung. Dem entsprechend lang ist derzeit die Warteliste für ein geeignetes Spenderherz. [20, 24, 80]



### *Herzunterstützungssysteme:*

Alternativ zu einer Herztransplantation beziehungsweise zur Überbrückung der Wartezeit, bis ein entsprechendes Spenderherz zur Verfügung steht, können sogenannte Herzunterstützungssysteme eingesetzt werden. Diese sind teilweise oder vollständig implantierbar und haben die Aufgabe, durch entsprechende Pumpsysteme, die Pumpfunktion der linken oder auch beider Herzkammern zu verbessern, beziehungsweise zu übernehmen. [20, 24, 80]

## **3.2 Herzunterstützungssysteme**

### **3.2.1 Klassifikation der Herzunterstützungssysteme**

Herzunterstützungssysteme lassen sich im Allgemeinen nach vier wesentlichen Aspekten klassifizieren: Die Zweckbestimmung, die Unterstützungsart, dem Funktionsprinzip der Blutpumpe und der Lokalisation der Blutpumpe. Auf diese Klassifikation soll im Folgenden eingegangen werden.

#### **Unterscheidung nach der Zweckbestimmung:**

Herzunterstützungssysteme werden abhängig von der Verfügbarkeit der Spenderherzen, der Heilungschancen und der Implantationsart für unterschiedliche Therapien eingesetzt. Dabei sind folgende Therapiemöglichkeiten von praktischer Bedeutung: [12, 48, 87]

#### *Bridge To Recovery (BTR):*

Temporärer Einsatz des Herzunterstützungssystems bis zur Erholung des reversibel geschädigten Herzens.

#### *Bridge To Transplantation (BTT):*

Temporärer Einsatz des Herzunterstützungssystems bis zum Ersatz des irreversibel geschädigten Herzens durch ein geeignetes Spenderorgan.

#### *Total Artificial Heart (TAH):*

Permanenter Herzersatz im Sinne des totalen künstlichen Herzens als Alternative zur Herztransplantation.

*Alternative To Transplantation (ATT):*

Temporärer Einsatz des Herzunterstützungssystems bis zum Ersatz durch ein anderes Herzunterstützungssystem. Dabei handelt es sich in der Regel um Notfallmaßnahmen bei lebensbedrohlichem Schockzustand.

*Heart Transplantation (HTX):*

Permanenter Ersatz des kranken Herzens des Patienten durch ein geeignetes Spenderorgan.

**Einteilung nach der Unterstützungsart:**

Abhängig von der Stärke beziehungsweise den Symptomen der Herzerkrankung können Herzunterstützungssysteme folgendermaßen klassifiziert werden: [17, 87, 90]

*Left Ventricular Assist Device (LVAD):*

Left Ventricular Assist Devices sind Systeme zur Unterstützung des linken Ventrikels, die bei linksseitiger Herzinsuffizienz die erforderliche Pumpleistung des Herzens aufrecht erhalten können. LVADs unterstützen den Körperkreislauf, indem mittels einer Blutpumpe das Blut, ausgehend von der linken Herzhälfte, in die Aorta gepumpt wird. Da sich eine Schwächung des Herzmuskels überwiegend im Körperkreislauf bemerkbar macht, ist die linksseitige Herzunterstützung, die in der Praxis am häufigsten eingesetzte Art der Herzunterstützung. LVADs werden häufig auch als Left Ventricular Assist Systems (LVAS) bezeichnet.

*Right Ventricular Assist Device (RVAD):*

Right Ventricular Assist Devices dienen der Unterstützung der rechten Herzhälfte bei rechtsseitiger Herzinsuffizienz. Das Blut wird hierbei über Kanülen durch die Blutpumpe in den Lungenkreislauf gepumpt.

*Biventricular Assist Device (BiVAD):*

Biventricular Assist Devices vereinen die Funktionen von links- und rechtsseitigen Herzunterstützungssystemen (LVADs und RVADs) in einem einzigen System. Es werden beide Herzhälften, sowie der gesamte Blutkreislauf unterstützt.

*Total Artificial Heart (TAH):*

Total Artificial Hearts ersetzen vollständig die Funktion des menschlichen Herzens. Das einzige TAH, das derzeit Anwendung findet, ist das Kunstherz der Firma CardioWest. Es

unterscheidet sich von den bisher genannten VAD-Systemen dadurch, dass es den vollständigen Ersatz des Herzens erfordert und den Patienten dadurch an das Krankenhaus bindet. Aus diesem Grund kommt das TAH nur selten zum Einsatz. Denn obwohl das natürliche Herz geschwächt ist, kann es durch Einsatz von VAD-Systemen weiterhin die folgenden wichtigen Funktionen erfüllen:

- Da der Förderdruck der rechten Herzhälfte nur ungefähr 20mmHg beträgt, kann der rechte Ventrikel in der Regel seine Pumpfunktion weiter erfüllen.
- Bei Versagen des VAD-Systems, kann das natürliche Herz weiterhin als Reservepumpe agieren.
- Durch den Einsatz von VAD-Systemen besteht die Möglichkeit, dass sich das Herz nach einer gewissen Zeit erholt.
- Das Herz übernimmt weiterhin seine regulierende Funktion.

### **Einteilung nach dem Funktionsprinzip der Blutpumpe:**

Bei Herzunterstützungssystemen kommen insbesondere folgende Pumpentypen zum Einsatz: [40, 52, 86, 87]

#### *Verdrängerpumpen:*

Verdrängerpumpen sind dadurch gekennzeichnet, dass das Blut durch zyklisches Verkleinern, beziehungsweise Vergrößern des Innenraums der Pumpkammer, aus der Pumpe verdrängt wird. Die Blutstromrichtung wird dabei in der Regel durch entsprechende Klappen gesteuert. Bei den Verdrängerpumpen wird das Blut aus einem Pumpensack durch die Bewegung einer Membran gepresst. Die Membran wird dabei mechanisch, hydraulisch oder pneumatisch bewegt und erzeugt dadurch einen künstlichen pulsatilen Blutfluss.

#### *Rotationspumpen:*

Bei den Rotationspumpen wird das Blut mit Hilfe eines Rotors beschleunigt und durch die resultierende Zentrifugalkraft aus der Pumpe gedrückt. Der Rotor wird meist magnetisch oder elektro-mechanisch angetrieben. In der Regel handelt es sich dabei um kontinuierlich arbeitende Systeme. Rotationspumpen können allgemein in drei verschiedene Gruppe eingeteilt werden: Axialpumpen, Diagonalpumpen sowie Radialpumpen. Die axialen Pumpen sind dadurch gekennzeichnet, dass diese das Blut parallel zur Pumpenwelle (axial) fördern. Bei den Diagonalpumpen tritt das geförderte Medium schräg zur Pumpenwelle (diagonal) aus dem Laufrad. Bei den Radialpumpen handelt es sich um eine Kreiselpumpe, bei der das Fördermittel senkrecht zur Pumpenwelle (radial) aus dem Laufrad austritt.

### **Einteilung nach der Implantationsart:**

Für die unterschiedlichen Unterstützungszeiträume spielt die Lage der Blutpumpe eine wesentliche Rolle. Abhängig von der Lage der künstlichen Blutpumpe, lassen sich Herzunterstützungssysteme in die folgenden drei Gruppen einteilen: [40, 87]

#### *Extrakorporal:*

Bei extrakorporalen Herzunterstützungssystemen befindet sich die Blutpumpe außerhalb des Körpers, beispielsweise auf einem externen Transportwagen. Die Pumpe wird durch die Bauchdecke mit dem Herzen über Kanülen verbunden. Es handelt sich hierbei in der Regel um neben dem Patienten befindliche Kurzzeitsysteme.

#### *Parakorporal:*

Parakorporale Herzunterstützungssysteme sind dadurch gekennzeichnet, dass diese sich körpernah am Patienten befinden, sich jedoch nicht als Implantat im Körper des Patienten befinden. Parakorporale Systeme werden ebenfalls über die Bauchdecke mit dem Herzen verbunden und sind meist direkt vor dem Bauch des Patienten liegende mittelfristige Pumpsysteme.

#### *Intrakorporal:*

Bei den intrakorporalen Herzunterstützungssystemen handelt es sich um vollständig implantierbare Systeme, die im Bauch- und Thoraxraum des Patienten implantiert werden. Diese Systeme können wiederum in vollständig implantierbare (ohne Kabel durch die Haut/mit implantierbarer Batterie) und partiell implantierbare Systeme (mit Kabeldurchtritt durch die Haut) unterteilt werden.

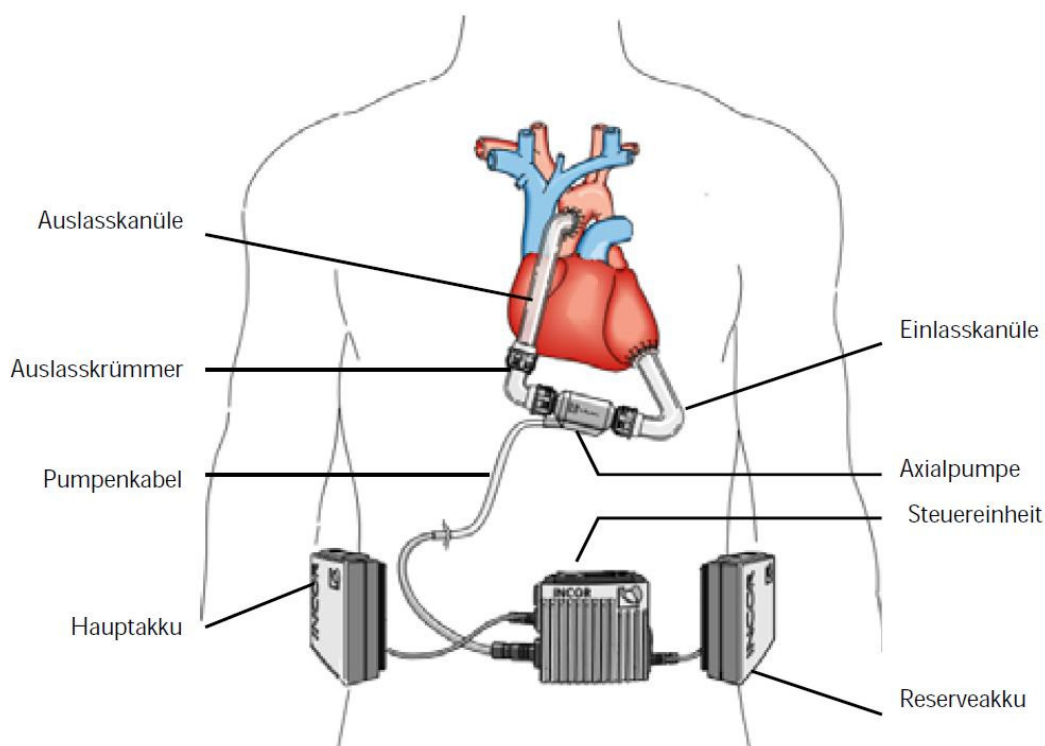
### **3.2.2 Derzeit auf dem Markt erhältliche Herzunterstützungssysteme**

VAD-Systeme lassen sich, abhängig vom Funktionsprinzip der Blutpumpe (pulsatil, nicht pulsatil), vom Implantationsgrad der Systemkomponenten und von der Zweckbestimmung, in drei übergeordnete Gruppen einteilen: Die erste Gruppe definiert pulsatile Systeme, bei denen die Blutpumpe außerhalb des Körpers (parakorporal) getragen werden. Die zweite Gruppe enthält pulsatil arbeitende Systeme, die ausschließlich zur Unterstützung des linken Ventrikels eingesetzt werden. Hierbei wird die Blutpumpe implantiert, die Steuerung sowie die Energieversorgung befinden sich außerhalb des Körpers. Die dritte Gruppe bilden die nicht pulsatil arbeitenden VAD-Systeme, bei denen als Blutpumpe Axialpumpen oder

Zentrifugalpumpen zum Einsatz kommen. Im Folgenden soll nur auf einige ausgewählte Herzunterstützungssysteme eingegangen werden. Ziel dieses Kapitels ist es keinesfalls, eine vollständige Übersicht über auf dem Markt erhältliche Systeme zu geben. Vielmehr soll an Beispielen der Stand der Technik diskutiert werden, um dadurch mögliche Nachteile bestehender Systeme herausarbeiten zu können. [58]

### **INCOR®:**

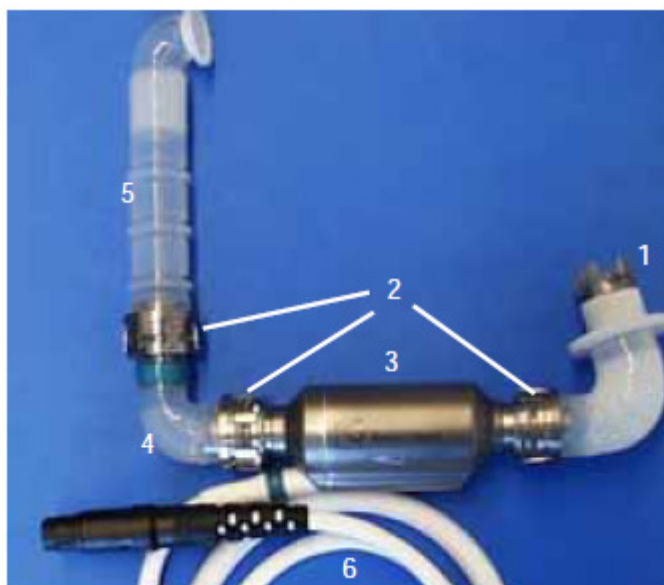
Das Herzunterstützungssystem INCOR®, entwickelt von der Firma Berlin Heart AG, ist ein implantierbares Linksherzunterstützungssystem, das insbesondere für den Langzeiteinsatz entwickelt wurde. Damit gehört es zur Gruppe der intrakorporalen Herzunterstützungssysteme. Das INCOR®-System besteht aus folgenden Komponenten: implantierbare Axialpumpe, Ein- und Auslasskanüle, externe Steuereinheit, aufladbare Akkus, Pumpenkabel und Auslasskrümmer. Die einzelnen Bestandteile des Systems sollen durch die Abbildung 3-7 verdeutlicht werden. [9, 58]



**Abb. 3-7: Systemkomponenten des INCOR®-Herzunterstützungssystems [9].** Zu sehen sind die Ein- und Auslasskanüle, der Auslasskrümmer, die Axialpumpe samt Pumpenkabel, die Steuereinheit sowie der Haupt- und Reserveakku.

Die Einlasskanüle führt das, vom linken Ventrikel kommende Blut, zur INCOR® Axialpumpe. Dort durchströmt das Blut zunächst das Vorleitrad, welches das laminare

Anströmen des Rotors ermöglicht. Der Rotor selbst ist aktiv magnetisch gelagert und verrichtet bei 5.000 bis 10.000 Umdrehungen pro Minute, die eigentliche Pumparbeit. Im Anschluss daran, gelangt das Blut zum Nachleitrad. Dieses sorgt durch die spezielle Beschaukelung für eine Abnahme der Drehbewegung des Blutes und baut zusätzlichen Druck auf, um das Blut anschließend über die Auslasskanüle zur Aorta zu leiten. Den genauen Aufbau der Pumpe beschreibt die Abbildung 3-8. Die Energie für den Antrieb der Pumpe wird über ein Kabel (Pumpenkabel) zugeführt, das auf der rechten Seite des Patienten durch die Haut geleitet wird. Dieses wird direkt mit der Steuereinheit verbunden, die der Steuerung und Überwachung des Systems dient. Die Steuereinheit wiederum wird mit dem Haupt- und Reserveakku verbunden, um das INCOR®-System mit Strom zu versorgen. INCOR® erzeugt prinzipiell einen konstanten Blutfluss, der allerdings in Kombination mit der Restaktivität des nativen linken Ventrikels, beim Patienten zu einer geringen Pulsatilität führt. [9, 11]



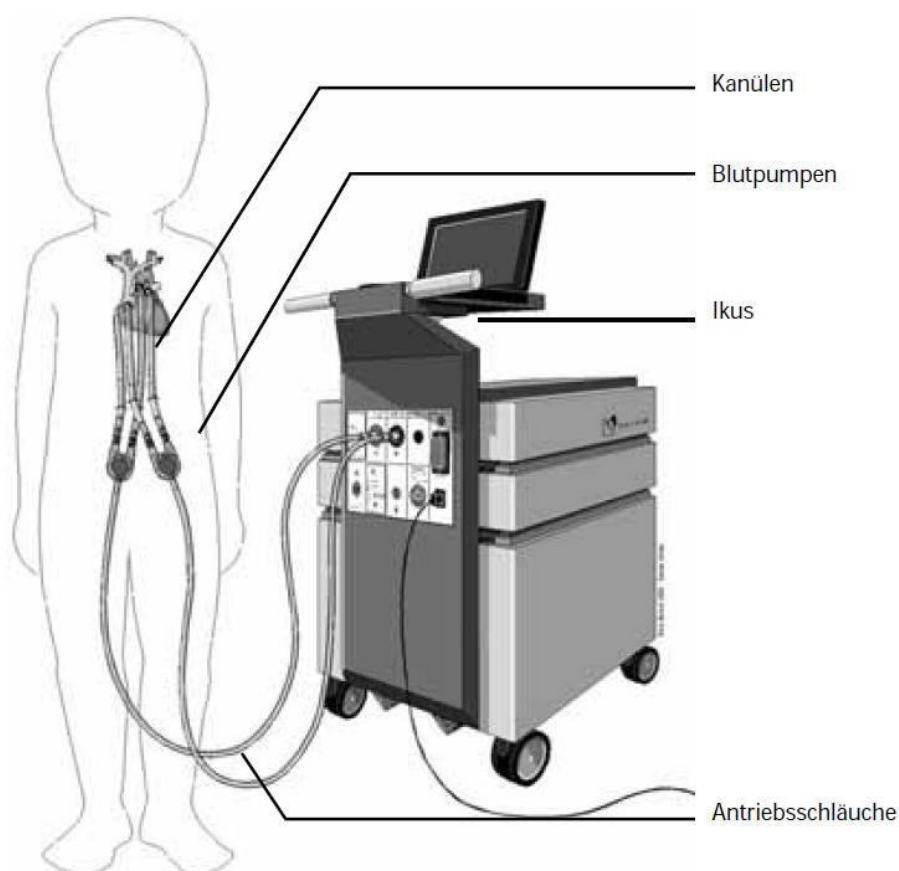
**Abb. 3-8: Darstellung des Aufbaus der INCOR® Axialpumpe [9].** Zu sehen sind die Einlasskanüle (1), die Schnappverbinder (2), die Axialpumpe (3), der Auslasskrümmer (4), die Auslasskanüle (5) sowie das Pumpenkabel (6).

Durch die aktive magnetische Lagerung des Rotors wird erreicht, dass kein direkter mechanischer Kontakt zwischen dem Rotor (bewegliche Komponente der Pumpe) und den statischen Komponenten besteht. Dies hat den Vorteil, dass keinerlei mechanische Reibung, beziehungsweise Reibungswärme auftreten kann. Daher wirbt die Firma Berlin Heart GmbH mit völliger Verschleißfreiheit, sowie einer potentiell unendlichen Produktlebensdauer des INCOR®-Herzunterstützungssystems. Durch den hohen Wirkungsgrad des Systems (>90%) und dem damit resultierenden niedrigen Energieverbrauch, kommt es zu einer nur geringen

Erwärmung der Blutpumpe. Dadurch wird eine Denaturierung von Blutproteinen verhindert. Dies reduziert das Risiko einer möglichen Thrombenbildung. Außerdem wird durch das besondere Design der Schaufeln des Vorleitrades, des Rotors, sowie des Nachleitrades, die Hämolyserate auf ein Minimum reduziert. Ein weiterer Vorteil des Systems ist die neuartige Pulsatilitätskontrolle. Diese verhindert ein Ansaugen der Pumpe im linken Ventrikel dadurch, dass sie den damit verbundenen Verlust der Restpulsatilität detektiert und entsprechend die Pumpendrehzahl absenkt, um eine erneute Füllung des Ventrikels zu ermöglichen. Des Weiteren ist das INCOR®-System durch die geringe Größe (Durchmesser: 30mm, Länge: 12cm) und das geringe Gewicht (200g) verhältnismäßig leicht implantierbar. [9, 11]

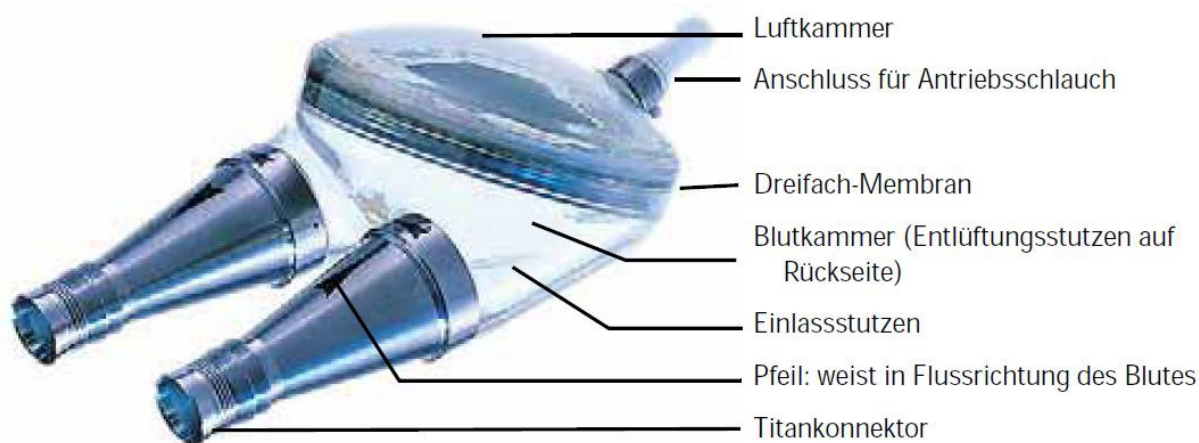
### EXCOR®:

Die Firma Berlin Heart GmbH vertreibt neben dem bereits angeführten implantierbaren Linksherzunterstützungssystem INCOR® ein weiteres VAD-System mit dem Namen EXCOR®, das den parakorporalen VAD-Systemen zuzuordnen ist. Die Abbildung 3-9 zeigt den prinzipiellen Aufbau dieses Systems. [10, 11]



**Abb. 3-9:** Systemkomponenten des biventrikulären EXCOR®-Herzunterstützungssystems [10]. Zu sehen sind die Blutpumpen, die Kanülen, die Antriebschläuche sowie die elektropneumatische Antriebseinheit Ikus.

Der Antrieb der Blutpumpe erfolgt pneumatisch. Das EXCOR® wurde so konzipiert, dass es für die linke oder rechte (univentrikuläre), sowie für die biventrikuläre Unterstützung eingesetzt werden kann. Damit besteht das System, abhängig von der Behandlungsart, aus einer, beziehungsweise zwei Pumpen, einer Antriebseinheit, sowie zwei Kanülen je Pumpe. Das Blut fließt aus dem Vorhof oder Ventrikel durch die Einlasskanüle der jeweiligen Pumpe in die Blutkammer der Pumpe. Von dort aus wird es durch die Auslasskanüle in die Aorta, beziehungsweise die Pulmonalarterie gepumpt. Ein luftführender Antriebsschlauch verbindet die Luftkammer der Pumpe mit der elektropneumatischen Antriebseinheit Ikus. Diese stellt den Saug- und Treibdruck zur Verfügung, mit dem die Membran zwischen Luft- und Blutkammer bewegt wird. Jede EXCOR®-Blutpumpe besteht aus einem transparenten Polyurethanegehäuse, das durch drei aufeinander liegende Membranen in eine Luft- und eine Blutkammer unterteilt ist. Man nennt diese Art der Pumpen Membran- oder Verdrängerpumpen. Graphit zwischen den Membranen minimiert die Reibung. Wird auf die Luftkammer über das angeschlossene Leitungssystem ein Sog ausgeübt, so nähert sich die bewegliche Membran der Kammerwand, und Blut wird aktiv in die Blutkammer angesaugt. Ist die Blutkammer gefüllt, wird Druckluft in die Luftkammer gepresst, und die Blutkammer entleert. Die Richtung des Blutflusses wird über künstliche Herzklappen am Einlauf- beziehungsweise Auslassstutzen der Pumpkammern geregelt. Die Stutzen bestehen aus Polyurethan. An deren Enden befinden sich Titankonnektoren zur Verbindung mit den Kanülen. Um eine gezielte Entlüftung zu ermöglichen, ist ein zusätzlicher Entlüftungsstutzen vorgesehen. Den prinzipiellen Aufbau der EXCOR®-Pumpen zeigt die Abbildung 3-10. [11, 40, 58]

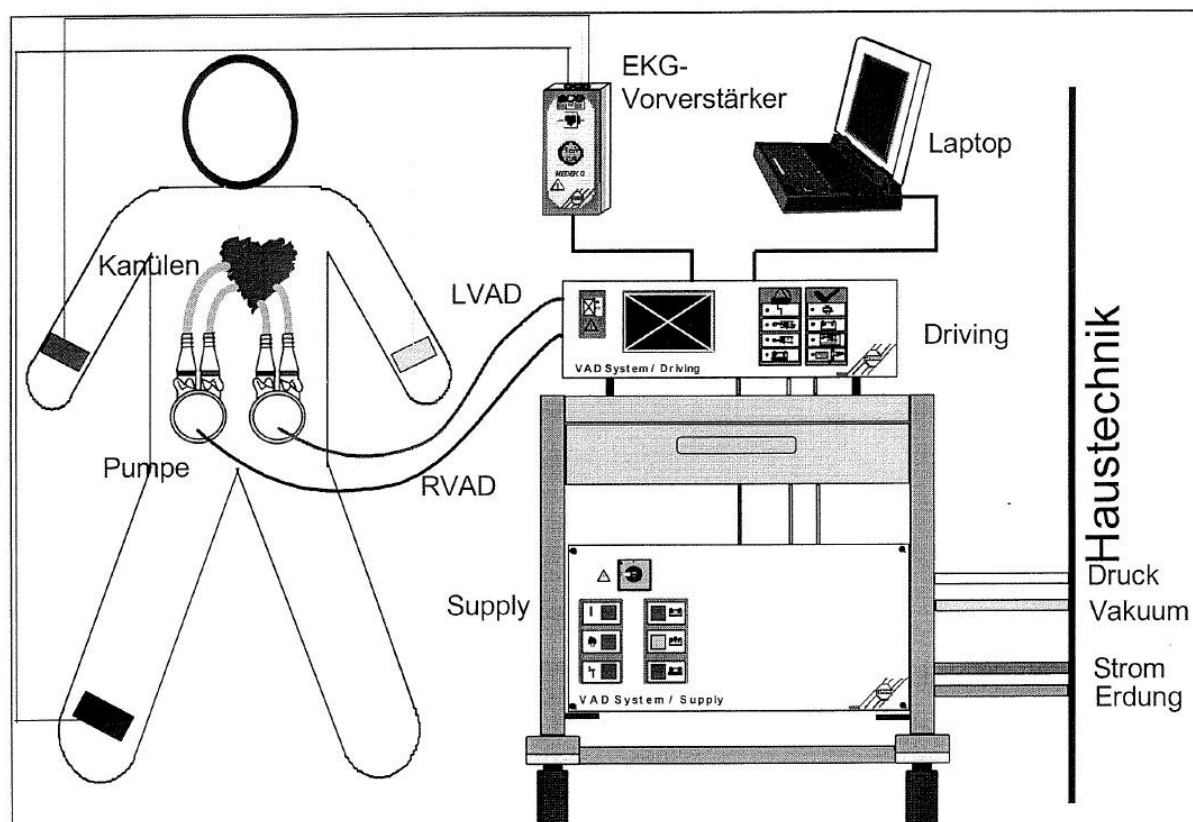


**Abb. 3-10: Aufbau der Blutpumpe des EXCOR®-Herzunterstützungssystems [10].** Zu sehen sind die Luftkammer, der Anschluss für den Antriebsschlauch, eine Dreifach-Membran, die Blutkammer, Einlassstutzen und Titankonnektoren. Zu sehen ist ebenfalls die Flussrichtung des Blutes, angedeutet durch die dargestellten Pfeile.



**MEDOS-VAD:**

Ein weiteres parakorporales VAD-System, ist das Herzunterstützungssystem MEDOS-VAD der Firma MEDOS Medizintechnik AG. Das Gesamtsystem besteht aus einer Antriebseinheit (Gerätewagen mit Versorgung), einer oder zwei Blutpumpen, sowie den Ein- und Auslasskanülen. Die Abbildung 3-11 zeigt den Gesamtaufbau des Systems. [58]



**Abb. 3-11: MEDOS-VAD Gesamtsystem [58].** Zu sehen sind die Kanülen und die Pumpen des Systems. Dargestellt sind des Weiteren die Strom- und Druckluftversorgung des Systems sowie die Bedienungseinheit.

Wie die Abbildung 3-11 zeigt, kann das System, vergleichbar mit dem EXCOR®-System, ebenfalls zur Unterstützung der linken oder rechten Herzkammer, oder zur biventrikulären Unterstützung beider Kammern eingesetzt werden. Auch das Prinzip der Blutpumpe ähnelt stark dem der EXCOR®-Blutpumpe. Es handelt sich wiederum um eine sterile, pneumatisch betriebene Blutpumpe, die sich durch ein alternierend verkleinerndes und vergrößerndes Arbeitsraumvolumen auszeichnet. [58]

### 3.2.3 Nachteile bestehender Herzunterstützungssysteme

Alle derzeit eingesetzten Herzunterstützungssysteme haben spezifische Vor- und Nachteile. Das heißt, dass alle Systeme mit mehr oder weniger starken Nebenwirkungen oder Komplikationen behaftet sind. Die Schwere und Häufigkeit des Auftretens dieser Komplikationen hängt sehr stark von der Art der Blutpumpe ab.

Problemfelder sind hierbei einerseits Abwehrreaktionen des Körpers gegen die implantierten Fremdkörper. Andererseits kann es durch den Einsatz der Blutpumpen aufgrund der wirkenden Scherkräfte zu einer Schädigung des Blutes kommen. Problematisch ist des Weiteren das Infektionsrisiko durch die perkutan verlaufenden Antriebsschläuche. Extrakorporale Systeme schränken aufgrund der relativ großen Versorgungseinheiten den Patienten in seiner Mobilität und damit hinsichtlich dessen Lebensqualität erheblich ein.

Außerdem stellen außerhalb des Körpers liegende Blutpumpen eine enorme physische Belastung für den Patienten dar. Speziell bei den Axialpumpen besteht insbesondere die Gefahr, dass das Blut durch die hohen Drehzahlen geschädigt wird. Zudem sind die Langzeitauswirkungen eines nicht-pulsatilen Blutflusses und dessen Einfluss auf den natürlichen Blutkreislauf noch nicht ausreichend erforscht.

Die Verdrängerpumpen dagegen sind funktionsbedingt durch einen deutlich größeren und schwereren Aufbau gekennzeichnet, als die Axialpumpen. Dies erschwert die Implantation. Wird eine Verdrängerpumpe beispielsweise pneumatisch betrieben, so ist häufig ein perkutan geführter Entlüftungsschlauch erforderlich. Dies erhöht zusätzlich das Infektionsrisiko.

## 3.3 Die aktuellen DLR-Herzunterstützungssysteme

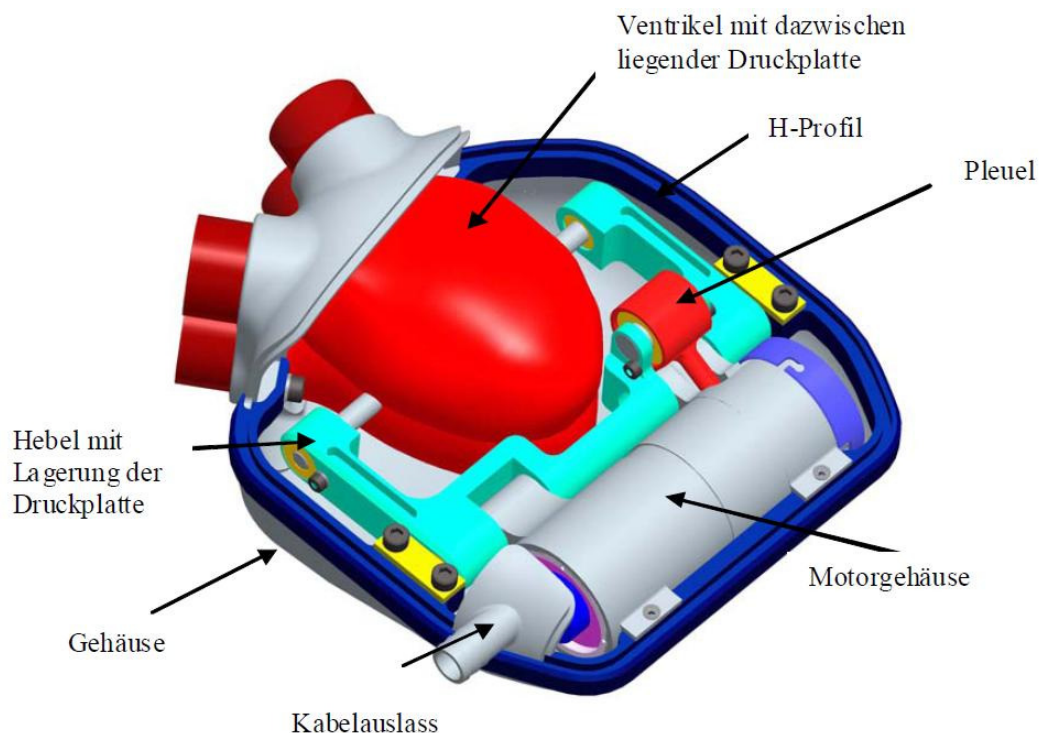
### 3.3.1 DLR-LVAS5

Das DLR-LVAS5 ist die fünfte Generation des vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelten intrakorporalen, pulsatilen Herzunterstützungssystems und kann abhängig von der Anschlusstechnik als links-, rechts- oder biventrikuläres Herzunterstützungssystem betrieben werden. [38]

#### Überblick:

Die Abbildung 3-12 zeigt eine schematische Darstellung der Komponenten des DLR-LVAS5. Hierbei wird verdeutlicht, dass der Motor im Motorgehäuse mit Kabelauslass (grau) den Pleuel (rot) betätigt, wodurch eine Auf- und Abwärtsbewegung des Druckhebels (grün)

entsteht. Durch die Druckplatte zwischen den Ventrikeln (rot) werden diese abwechselnd entleert. Die Energie- und Datenübertragung erfolgt drahtlos über ein TET-System (Transcutaneous Energy Transfer). Auf die einzelnen Komponenten soll im Folgenden im Detail eingegangen werden. [87]



**Abb. 3-12: Schematische Darstellung des DLR-LVAS5 [87].** Der Motor im Motorgehäuse mit Kabelausslass (grau) betätigt den Pleuel (rot), wodurch eine Auf- und Abbewegung des Druckhebels (grün) entsteht. Durch die Druckplatte zwischen den Pumpkammern (rot) werden diese abwechselnd entleert.

### **Pumpkammern und die Zweikammertechnik:**

Das DLR-Herzunterstützungssystem verfügt über zwei Pumpkammern aus Polyurethan, die symmetrisch übereinander liegend angeordnet sind, und durch eine Druckplatte, die eine oszillierende Vertikalbewegung durchführt, abwechselnd komprimiert und expandiert werden. Dadurch werden die Kammern wechselseitig, auf Grund des entstehenden Drucks, mit Blut gefüllt beziehungsweise entleert. Die Geometrie der Pumpkammern entstand nach dem Vorbild eines menschlichen Ventrikels. Dazu wurde ein Magnet Resonanz Tomograph (MRT) sowie eine spezielle Software eingesetzt, um aus einem gesunden menschlichen Ventrikel ein volumenbasiertes CAD-Modell zu generieren. Da sich jedoch der künstliche Ventrikel im Vergleich zum natürlichen menschlichen Ventrikel unterschiedlich verhielt, wurde in einem folgenden Schritt eine Optimierung mittels experimenteller Untersuchungen durchgeführt. Die endgültige Geometrie erhielt der künstliche Ventrikel letztendlich auf

Grund von Strömungsmessungen mit dem Laserlichtschnittverfahren. Die Abbildung 3-13 zeigt die Pumpkammer in der Draufsicht. [85, 87]



*Abb. 3-13: Optimierte Pumpkammern in der Draufsicht [73].*

Die Pumpkammern haben ein Pumpvolumen von 72ml. Durch die neuartige Zweikammertechnik des DLR-LVAS5 wird das Herz mit einem physiologisch vorteilhaften pulsierenden Volumenstrom entlastet. Das Zweikammersystem bietet dadurch nicht nur die Möglichkeit der wahlweisen Unterstützung einer oder beider Herzkammern, sondern minimiert durch die Strömungsoptimierung außerdem die Blutschädigung. Des Weiteren wird durch eine geregelte Pumpleistung eine optimale Entlastung des Herzens erreicht. Die Pumpleistung kann dabei bis zu 8L/Min betragen, bei einem elektrischen Leistungsbedarf von 6W. [74]

Ein weiterer Vorteil der Zweikammertechnik ist der optimierte Wirkungsgrad. Denn bei nur einer Motorumdrehung werden zwei Ventrikel gleichzeitig komprimiert beziehungsweise expandiert. [85]

#### **Gehäuse und Anschluss technik:**

Das VAD-Gehäuse besteht aus zwei Halbschalen aus Polyamid (DMS Somo® Nano Tool™), die mit einem eloxierten H-Profil verschraubt und verklebt werden, sowie der Anschluss technik (vgl. Abb. 3-12). Das VAD wird über zwei, beziehungsweise vier Conduits aus PTFE (Polytetrafluorethylen) der Firma Gore Tex® über eine entsprechende Anschluss technik an das Herz-Kreislauf-System des Patienten angeschlossen. Die PTFE-Schläuche haben einen Durchmesser von 24mm und sind biokompatibel, inert, stabil und

flexibel. Zur Erreichung einer höheren Steifigkeit werden die Schläuche mit Verstärkungsringen versehen. In der Anschlussstechnik befinden sich biologische Herzklappen der Firma Edwards Lifesciences, die in Analogie natürlicher Herzklappen, die Richtung des Blutflusses definieren. Der Anschluss ist dabei so konstruiert, dass weder Blut noch die Bioklappen die Anschlussstücke aus Edelstahl kontaktieren. Die biologischen Herzklappen aus Schweinegewebe bestehen aus drei Ventilkappen, die an einem Gewebering befestigt sind. Die verwendete Herzklappe wird in der Abbildung 3-14 verdeutlicht. [38, 87]



Abb. 3-14: Biologische Herzklappe aus Schweinegewebe der Firma Edwards Lifesciences [21].

#### Antriebseinheit:

Die Druckplatte wird von einer Antriebseinheit bewegt. Diese wandelt eine kontinuierliche Drehbewegung eines integrierten, ursprünglich für die Raumfahrt entwickelten Elektromotors über einen Exzenter, in eine sinusförmige Bewegung um. Ein vom Exzenter angetriebener Pleuel ermöglicht eine gleichförmige Auf- und Abwärtsbewegung des Druckhebels und bewegt somit die Druckplatte. Dadurch ist es möglich, die gewünschte pulsatile Strömung zu erzeugen. Die Abbildung 3-15 verdeutlicht das Prinzip der Antriebseinheit. [5]

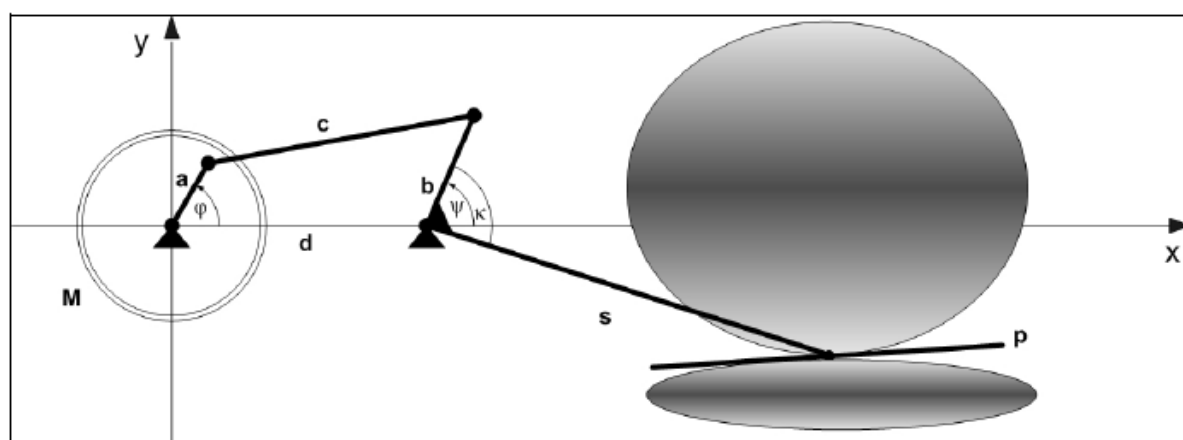


Abb. 3-15: Kinematikschema der Antriebseinheit des DLR-LVAS5 [5]. Zu sehen sind die folgenden mechanischen Komponenten: Exzenter (a), Schwinge (b), Koppel (c), Länge des Gestells (d), Hebelarm (s), Druckplatte (p).

### Das TET-System:

Das DLR-LVAS5 besitzt ein drahtloses Daten- und Energieübertragungssystem. Dieses wird in der Abbildung 3-16 dargestellt.

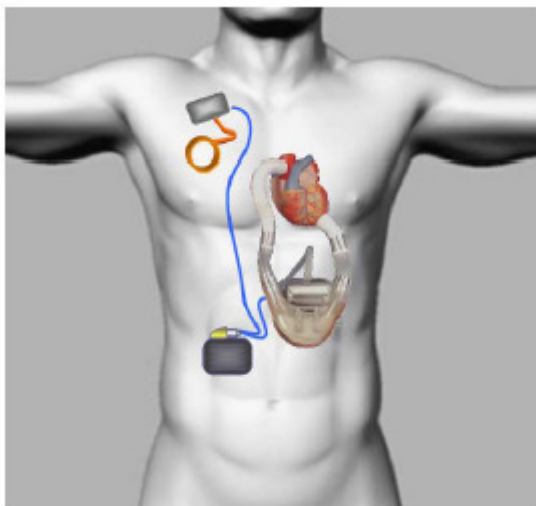


**Abb. 3-16: Komponenten des TET-Systems [82].** Zu sehen sind die implantierbare Elektronik mit Akkupack (A), Anschluss für das implantierte VAD (B), implantierbare Induktionsspule mit integrierten Infrarotsensoren (C), externe Elektronik (D), externe Induktionsspule (E), externe Steuereinheit (F), externe Akkumulatoren (G).

Die externe Energieübertragungseinheit (TET-Einheit) bildet die erste Funktionseinheit und besteht aus einem Gürtel, der die zur transkutanen, drahtlosen Energieübertragung erforderlichen Komponenten enthält. Hierzu gehören: externe Akkumulatoren (G), eine externe Steuereinheit (F), eine externe Induktionsspule (E) sowie die externe Elektronik (D). Die zweite Funktionseinheit enthält die implantierbare Elektronik mit Akkupack (A), Anschlussmöglichkeit für das implantierte VAD (B) und die implantierbare Induktionsspule mit integrierten Infrarotsensoren (C). [82]

Das zentrale Element des TET-Systems ist eine Kupferspule, die auf der Haut des Patienten aufliegt. Diese Spule erzeugt in einem offenen Schwingkreis (ohne Anker) ein elektromagnetisches Wechselfeld, das im Körper vom implantierten Gegenstück empfangen werden kann. Die Erzeugung des Wechselfeldes wird von einer gesteuerten Wechselrichterelektronik übernommen. Die Kontrolle dieser Einheit wird vom Prozessor in der externen Elektronik übernommen. Dadurch kann eine definierte Energie (Strom, Spannung) durch Anlegen eines entsprechenden Signals an die TET-Wechselrichterelektronik

übertragen werden. Außerdem ist es möglich, den Schwingkreis der TET-Einheit über die Änderung der Übertragungsfrequenz nachzustimmen. In der Nähe der Spule befindet sich ein intrakorporaler Infrarot-Transceiver, über den die prozessrelevanten Daten in digitaler Form mit der parakorporalen Kontrolleinheit übertragen werden können. Prozessdaten sind dabei insbesondere die erforderliche Energie zur Erzeugung der Pumpleistung, sowie Informationen über den aktuellen Status implantierter Komponenten. [82]



**Abb. 3-17: Anordnung des DLR-LVAS samt TET-System [38].** Die Abbildung zeigt das implantierte VAD-System zur Unterstützung der linken Herzseite.

Die Abbildung 3-17 zeigt die implantierte Anordnung des VAD-Systems am Beispiel der einseitigen Herzunterstützung. Wird das VAD-System nur zur Unterstützung der linken Herzseite verwendet, wird der Ventrikel im Apex über eine Conduite an das VAD angeschlossen. Eine weitere Conduite führt von dem VAD in die Aorta ascendens. Bei Einsatz als biventrikuläres VAD wird zusätzlich der rechte Ventrikel über das VAD mit der Pulmonalarterie verbunden. [38]

### 3.3.2 DLR-VAD Hydro

Die Abbildung 3-18 verdeutlicht die Anordnung der Komponenten des DLR-VAD Hydro.

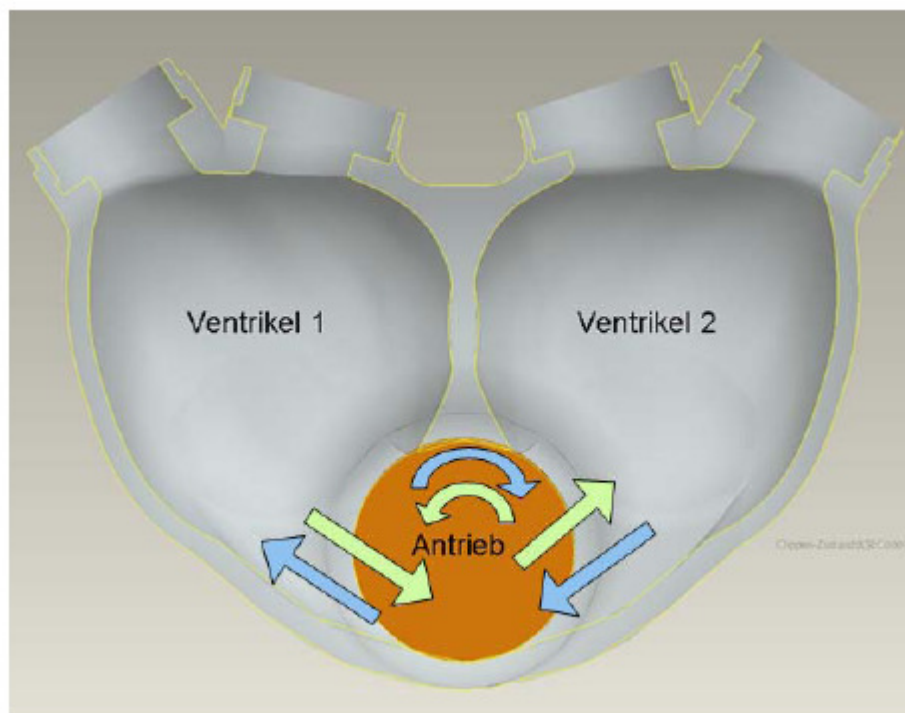


Abb. 3-18: Schematische Darstellung der Aufteilung des Gehäuses des DLR-VAD Hydro [70].

Das DLR-VAD Hydro ist aus der Idee entstanden, die Entleerung und Füllung der Ventrikel durch ein neues Antriebskonzept zu realisieren. Es kann wie das DLR-LVAS5 sowohl zur einseitigen Herzunterstützung eingesetzt werden, als auch zur beidseitigen Unterstützung. Auch werden dieselben Ventrikel eingesetzt. Jedoch wurde der Durchmesser des Einlaufstutzens auf 26mm erhöht. Ziel war insbesondere die Vermeidung, beziehungsweise Verringerung von Blutschädigungen aufgrund von Schub- und Normalspannungen auf die Erythrozyten, die durch die bisherige elektro-hydraulische Kompressionstechnik hervorgerufen wurde. Dazu wurde ein Gehäuse entwickelt, bei dem die Pumpkammern nebeneinander in getrennten Kammern liegen. Der Antrieb in Form einer Rollerpumpe liegt zwischen den Ventrikelspitzen und pumpt hydraulische Flüssigkeit zwischen den beiden Kammern hin und her. Dabei wird in dem Ventrikel, in dessen Gehäusekammer die Flüssigkeit ist, ein Druck aufgebaut, wodurch der entsprechende Pumpsack entleert wird. Parallel dazu entsteht im anderen Ventrikel ein Unterdruck. Dadurch wird dieser mit neuem Blut gefüllt. [70, 87]



### 3.3.3 Nachteile der bestehenden Lösungen

Besonders kritisch erscheint die Kontaktfläche zwischen den Pumpkammern und der Druckplatte. Beim Ausdrücken der Pumpkammern durch die Druckplatte schmiegen sich diese an die Druckplatte an und stülpen sich am Umlauf nach oben. Dabei drückt sich die Lagerung der Platte in den sich leerenden Ventrikel. Dies kann sich einerseits nachteilig auf die Blutströmung auswirken, wodurch Blutbestandteile zerstört und Gerinnsel gebildet werden können. Andererseits ist nicht geklärt, in wieweit es durch diese kontinuierliche, mechanische Beanspruchung der Pumpkammern zu einer Materialermüdung kommt. [87]

Die symmetrisch zur Druckplatte angeordneten Pumpkammern führen zu einer relativ großen Bauhöhe des VAD-Systems. Denn das Gehäuse muss mindestens doppelt so hoch ausgelegt werden, wie die Höhe der verwendeten künstlichen Herzklappen an den Ein- und Ausgängen der Pumpkammern [87]. Dies könnte sich problematisch bezüglich der Implantation des VAD-Systems herausstellen.

Ein weiteres Problem des bisherigen Ansatzes stellen die hohen Kräfte auf Hebel und Lager dar. Diese beschleunigen den Verschleiß der Kinematik und reduzieren dadurch die Lebensdauer des Systems. [70]

Die Pumpkammern werden bisher über das Tiefziehverfahren hergestellt. Das bedeutet, dass pro Ventrikel zwei zueinander passende Ventrikelhälften hergestellt werden müssen und in einem anschließenden Schritt diese zu einer Pumpkammer verklebt werden müssen. Diese Klebeverbindung stellt eine Schwachstelle dar. Denn einerseits kann sich diese Verbindungsstelle auf die strömungstechnischen Eigenschaften des Blutes auswirken und somit Blutbestandteile schädigen, beziehungsweise die Bildung von Gerinnsel zusätzlich fördern. Andererseits ist derzeit keine Aussage bezüglich der Belastbarkeit und Lebensdauer der Klebnaht möglich.

## 3.4 Kunststofftechnische Grundlagen

### 3.4.1 Anwendungsmöglichkeiten in der Medizintechnik

Der Einsatz synthetischer Polymere im Bereich der Medizintechnik begann in den 60er Jahren in Form von Einwegartikeln, wie zum Beispiel Spritzen oder Katheter. Triebkraft für diese Entwicklung war insbesondere die Problematik von Infektionen, die aufgrund nicht ausreichender Sterilität wiederzuverwendender Artikel aus Glas oder metallischen Werkstoffen hervorgerufen wurden. Aber auch die kostengünstige Herstellung, der zunehmende Bedarf an medizinischer Versorgung, das breite Eigenschaftsspektrum der Polymere sowie die einfache Verarbeitung, haben dazu geführt, dass Polymere mittlerweile zu dem wesentlichen Werkstoff in der Medizintechnik geworden sind. [89]

Die Einsatzgebiete beschränken sich längst nicht mehr nur auf Einwegartikel. Polymere werden vielmehr in fast allen medizinischen Bereichen eingesetzt. Die Hauptanwendungsgebiete sind: Langzeit- und Kurzzeitimplantate (darunter beispielsweise künstliche Blutgefäße, künstliche Herzklappen, Katheter oder Nahtmaterial), kontrollierte therapeutische Systeme (controlled drug delivery systems), Technologien für Gewebekulturen in vitro (tissue engineering) und Verwendung als Diagnostik-Hilfsmittel für die klinische Labortestung. [89]

Für den Einsatz von Polymeren in der Medizintechnik gelten besondere Anforderungen: Biokompatibilität, Prozessierbarkeit mit konventionellen Herstellungsmethoden, ausreichend mechanische Eigenschaften, Sterilisierbarkeit und Langzeitstabilität in vivo. Biokompatible Polymere sollten insbesondere auch frei von Additiven, wie beispielsweise Weichmacher oder Stabilisatoren sein. Dies ist jedoch nicht immer möglich. Daher werden nach dem Lebensmittelgesetz Art und Höchstmenge solcher Additive für relevante Polymere vorgeschrieben. Das Polymer erhält den Zusatz „medical-grade“. Dieser Zusatz garantiert, dass die enthaltenen Additive bestimmte Anforderungen erfüllen und die Verarbeitung des Werkstoffes bei reinen Bedingungen erfolgte. [89]

Um die Vielzahl der verschiedenen, im medizinischen Bereich eingesetzten Polymere zu verdeutlichen, sind in der Abbildung 3-19 einige Polymere mit deren Verwendungszweck aufgeführt.

Polymer	Anwendung
Polyethylen (PE)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gelenkpfannen</li> <li>• künstliche Knieprothesen</li> <li>• Spritzen</li> <li>• Verpackungsmaterial</li> <li>• Sehnen- und Bänderersatz</li> <li>• Katheterschläuche</li> </ul>
Polypropylen (PP)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Herzklappen</li> <li>• Nahtmaterial</li> <li>• Spritzen</li> <li>• Verpackungsmaterial</li> </ul>
Polyethylenterephthalat (PET)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Künstliche Blutgefäße</li> <li>• Sehnen- und Bänderersatz</li> <li>• Nahtmaterial</li> </ul>
Polytetrafluorethylen (PTFE)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gefäßimplantate</li> </ul>
Polyurethan (PUR)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Künstliche Blutgefäße</li> <li>• Blutgefäßbeschichtungen</li> <li>• Hautimplantate</li> <li>• künstliche Herzklappen</li> <li>• Infusionsschläuche</li> <li>• Schlauchpumpen</li> </ul>

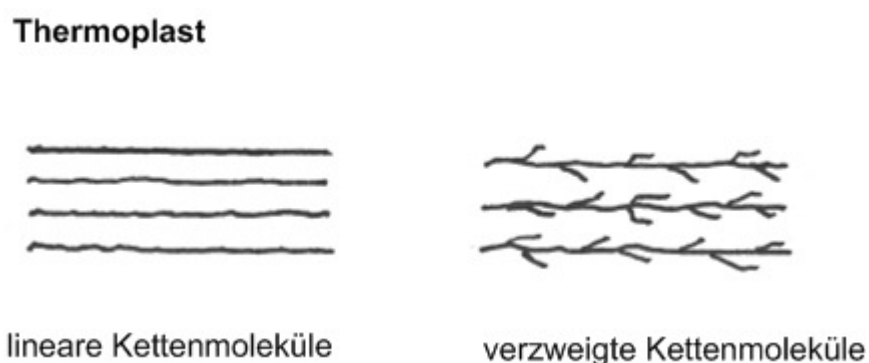
Abb. 3-19: Auswahl von medizinisch eingesetzten, synthetischen Polymeren und Anwendungsbeispiele [89].

### 3.4.2 Klassifizierung von Polymeren

Da der molekulare Aufbau der Polymere in hohem Maße die Struktur und damit die physikalischen Eigenschaften beeinflusst, können Polymere, abhängig von der Anordnung der Kettenmoleküle, in drei Hauptgruppen eingeteilt werden: Thermoplaste, Duroplaste und Elastomere. Diese sollen kurz vorgestellt werden.

#### *Thermoplaste:*

Thermoplaste werden auch Plastomere genannt und sind Kunststoffe, die sich in einem bestimmten Temperaturbereich einfach reversibel verformen lassen. Der Thermoplast kann also wiederholt geschmolzen oder in einem Lösemittel gelöst werden. Die mechanischen Eigenschaften reichen von weich (z. B. thermoplastische Elastomere) und zäh bis hart und spröde. Der molekulare Aufbau ist gekennzeichnet durch lineare oder leicht verzweigte Kettenmoleküle. Den molekularen Aufbau zeigt die Abbildung 3-20. Erhalten die Ketten der Makromoleküle ausreichend Beweglichkeit durch Wärme oder Lösemittel, können diese aneinander abgleiten und der Kunststoff wird weich. [62]

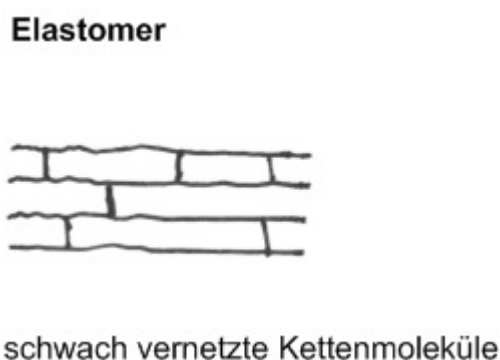


**Abb. 3-20:** Schematische Darstellung der Anordnung der Kettenmoleküle in thermoplastischen Kunststoffen. Die Kettenmoleküle können linear (links) oder leicht verzweigt (rechts) angeordnet sein.

Thermoplastische Polymere haben die besondere Eigenschaft in zwei Zuständen vorliegen zu können: Im teilkristallinen Zustand können sich Teile der Polymerketten so weit nähern, dass sich partiell regelmäßige, kristalline Bereiche ausbilden. Bei einem unregelmäßigen Aufbau der Makromoleküle dagegen ist eine enge Zusammenlagerung zu kristallinen Bereichen nicht möglich. Der Werkstoff erstarrt amorph. [62]

#### *Elastomere:*

Elastomere sind weitmaschig vernetzte Polymere. Sie sind zwar weder schmelzbar noch löslich, können jedoch unter Einwirkung von Lösemitteln aufquellen, das heißt die Lösemittelmoleküle lagern sich zwischen den Polymerketten ein. Ist die Kettenbeweglichkeit bei Raumtemperaturen ausreichend hoch, so können diese sehr stark reversibel verformt werden. Die Abbildung 3-21 zeigt den molekularen Aufbau der Elastomere. [62]



**Abb. 3-21:** Schematische Darstellung der Anordnung der Kettenmoleküle in Elastomeren. Zu sehen ist die schwache Vernetzung der Kettenmoleküle.

### Duroplaste:

Duroplaste, auch Duromere genannt, sind vernetzte Polymere, die durch die zunehmend engmaschigere Vernetzung den Werkstoff steifer (härter) und spröder machen. Duroplaste sind weder schmelzbar noch quellbar oder löslich. Die Verarbeitung solcher Werkstoffe, zum Beispiel das Tränken von Faserverstärkungen, erfolgt zunächst im unvernetzten Zustand, in dem diese meist in einem dünnflüssigen Zustand vorliegen. Beim anschließenden Härtungsvorgang erfolgt dann die Vernetzung. Die Abbildung 3-22 zeigt die Anordnung der Kettenmoleküle bei einem Duroplast. [62]

#### Duroplast



stark vernetzte Kettenmoleküle

*Abb. 3-22: Schematische Darstellung der Anordnung der Kettenmoleküle in Duroplasten.* Zu sehen ist die starke Vernetzung der Kettenmoleküle.

## 3.4.3 Polymerlösungen

### Löslichkeit von Polymeren:

Die Löslichkeit und Verträglichkeit von Polymeren mit niedermolekularen Flüssigkeiten und Feststoffen, sowie anderen Polymeren, ist insbesondere abhängig von den Nebervalenzkräften. Das Verhalten der Polymere gegen das Lösemittel ist stark abhängig von der Natur des Lösemittels und dem Aufbau des Makromoleküls. Grundsätzlich gilt: Gleiches löst Gleiches. Gleiche polare Kräfte in Polymer und Lösemittel führen zur Lösung. Sind der Grundbaustein des Makromoleküls und das Lösemittelmolekül gleicher oder ähnlicher Natur, so kommt es bei geringer Lösemittelaufnahme zum Quellen und bei ausreichender Zufuhr zum „Freischwimmen“ einzelner Knäuel im Lösemittel. Das Polymer wird gelöst. Durch das Eindringen des Lösemittels werden die Nebervalenzkräfte vermindert. Sind die Nebervalenzkräfte im Polymer vor dem Lösungsvorgang hoch, so benötigt man starke Lösemittel, um ein Quellen beziehungsweise Lösen zu bewirken. Daher sind kristalline Bereiche gegen Lösemittel unempfindlich, da diese nur in die amorphen Bereiche eindringen können. Ebenso sind Elastomere gerade noch quellbar, während hochvernetzte Duroplaste aufgrund ihres Vernetzungsgrades weder quellbar noch löslich sind. [63]

### **Lösemittel und Verdunstungszahl:**

Nach DIN 971-1 ist ein Lösemittel eine Flüssigkeit aus einer oder mehreren Komponenten, die unter den festgelegten Trocknungsbedingungen flüchtig ist, und in der das Bindemittel vollständig löslich ist. Physikalisch und technisch werden Lösemittel vor allem nach ihrer Flüchtigkeit und ihrem Siedepunkt eingeteilt. Ein Lösemittel siedet genau dann, wenn sein Dampfdruck gleich dem Umgebungsdruck (in der Regel Atmosphärendruck, ca. 1bar) ist. Da der Dampfdruck eindeutig von der Temperatur abhängt, hat jedes Lösemittel einen Siedepunkt. Der Siedepunkt steigt mit zunehmender Molekülgröße und zunehmender Stärke der intermolekularen Bindungskräfte. Abhängig vom Siedepunkt können folgende Lösemittel kategorisiert werden: [13, 64]

- Niedrigsieder (Siedebereich unter 100°C)
- Mittelsieder (Siedebereich zwischen 100 und 150°C)
- Hochsieder (Siedebereich über 150°C)

Für das Ausdampfen des Lösemittels ist allerdings die Flüchtigkeit der Lösemittel wichtiger als der Siedepunkt. Die Flüchtigkeit beschreibt das Bestreben des Lösemittels, zu verdunsten. Sie definiert demnach die Verdunstungsgeschwindigkeit unterhalb des Siedepunktes. Als Maß für die Flüchtigkeit bei Raumtemperatur (23°C) dient die Verdunstungszahl (VD), die die Verdunstungszeit unter festgelegten (genormten) Bedingungen eines Lösemittels relativ zu der von Diethylether angibt (DIN 53170). Hohe Verdunstungszeiten bedeuten demnach eine langsame Verdunstung des Lösemittels. Nach der Verdunstungszahl teilt man die Lösemittel ein in: [64]

- Leichtflüchtig (VD bis 10)
- Mittelflüchtig (VD 10 bis 35)
- Schwerflüchtig (VD 35 bis 50)
- Sehr schwerflüchtig (VD über 50)

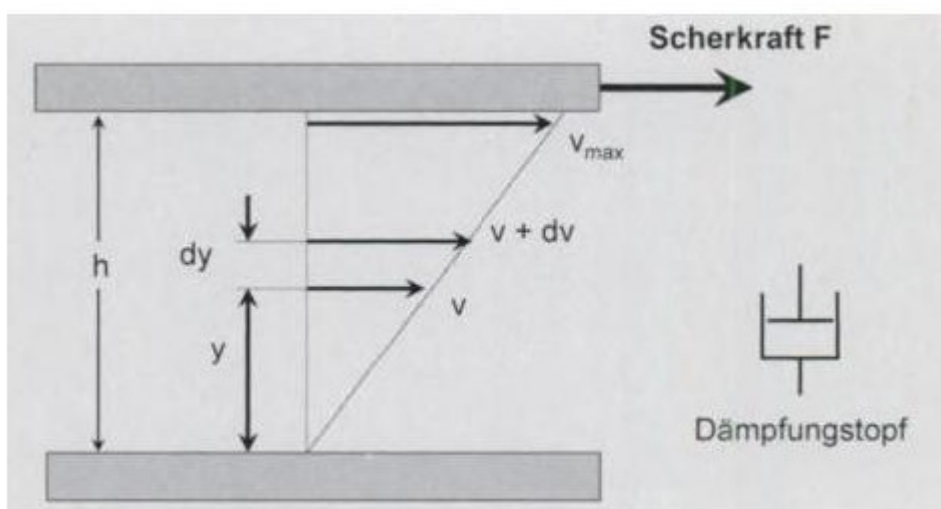
Zwischen den Größen Siedepunkt, Dampfdruck bei Raumtemperatur und Verdunstungszahl gibt es keine präzisen Zusammenhänge. Jedoch können folgende Trends formuliert werden: Je höher der Siedepunkt, desto höher in der Tendenz die Verdunstungszahl. Je höher der Dampfdruck bei Raumtemperatur, desto niedriger in der Tendenz die Verdunstungszahl. [64]

### 3.4.4 Viskosität

#### Grundlagen:

Beim Aufbringen einer ausreichend großen Kraft auf einen Stoff, verformt sich dieser. In Flüssigkeiten führt eine Deformation im Allgemeinen zum Fließen. Um ein Fließen einer Flüssigkeit zu ermöglichen, muss die innere Reibung überwunden werden, die auch als Viskosität bezeichnet wird. Ursache für diese innere Reibung ist die gegenseitige Anziehung der einzelnen Moleküle in der Flüssigkeit. Dadurch wird die Bewegung der einzelnen Moleküle behindert. Je stärker diese Moleküle aneinander gebunden sind, desto größer ist die zu überwindende, innere Reibung. Dies bedeutet, dass mit zunehmender Viskosität, also innerer Reibung, das Fluid zunehmend dickflüssiger vorliegt. Die Viskosität ist demnach ein Maß für die Zähflüssigkeit eines Fluids. [60]

Die formelmäßige Darstellung der Viskosität kann anhand der tangentialen Scherung hergeleitet werden. Auf die Herleitung soll im Folgenden eingegangen werden.



**Abb. 3-23: Laminare Schichtenströmung einer Flüssigkeit zwischen zwei parallelen Platten [60].** Zu sehen ist das Geschwindigkeitsprofil der, zwischen einer beweglichen und einer stationären Platte befindlichen Flüssigkeit und das Ersatzschaltbild für viskoses Verhalten (Dämpfungstopf).

Die Abbildung 3-23 zeigt eine Flüssigkeit zwischen einer beweglichen und einer stationären Platte. Durch eine auf die bewegliche Platte aufgebraachte Kraft  $F$  wird die Flüssigkeit gegen die stationäre Platte bewegt. Sobald die innere Reibung zwischen den Flüssigkeitsschichten überwunden wird, beginnt die Flüssigkeit zu fließen. Aus der Abbildung wird ersichtlich, dass sich die höchste Fließgeschwindigkeit  $v = v_{\max}$  an der bewegten Platte ausbildet. Die Flüssigkeitsschicht an der ruhenden Platte dagegen ist in Ruhe,  $v = 0$ . [60]

Der Gradient  $\dot{\gamma}$  wird als Scherrate bezeichnet und beschreibt die Änderung der Fließgeschwindigkeit in Abhängigkeit des Abstands der Flüssigkeitsschicht von der stationären Phase. Die Scherrate kann nach der Formel (3-1) ermittelt werden. [60]

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dy} \quad (3-1)$$

$\dot{\gamma}$ : Scherrate [ $s^{-1}$ ]

$dv$ : Änderung der Fließgeschwindigkeit [ $\frac{m}{s}$ ]

$dy$ : Änderung des Abstandes von der stationären Phase [ $m$ ]

Die Schubspannung entspricht der Scherkraft, die auf eine Flächeneinheit ausgeübt wird und ist definiert als der Quotient aus der Scherkraft  $F$  und der Fläche  $A$ . Die Berechnung der Schubspannung erfolgt nach der Gleichung (3-2). [60]

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (3-2)$$

$\tau$ : Schubspannung [ $Pa$ ]

$F$ : Scherkraft [ $N$ ]

$A$ : Fläche, auf die die Scherkraft wirkt [ $m^2$ ]

Gase bei Drücken kleiner 10MPa, einphasige Flüssigkeiten aus kleinen Molekülen sowie alle gängigen Lösemittel und deren Mischungen, darunter auch beispielsweise Gießlacke, können als Newtonsche Fluide betrachtet werden. Für diese gilt nach dem Newtonschen Gesetz, dass die Schubspannung der Scherrate direkt proportional ist. Dieser Zusammenhang wird in der Formel (3-3) dargestellt. [60]

$$\tau = \frac{F}{A} = \eta * \frac{dv}{dy} = \eta * \dot{\gamma} \quad (3-3)$$

$\eta$ : dynamische Viskosität [ $Pa \cdot s$ ]

Die Gleichung (3-4) zeigt, dass die dynamische Viskosität  $\eta$  der Quotient aus Schubspannung und Scherrate ist. [60]

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (3-4)$$



Die kinematische Viskosität  $\nu$  ist der Quotient aus der angeführten dynamischen Viskosität und der Dichte der Flüssigkeit. Die Berechnung der kinematischen Viskosität kann nach der Gleichung (3-5) erfolgen. [60]

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (3-5)$$

$\nu$ : kinematische Viskosität [ $\frac{m^2}{s}$ ]

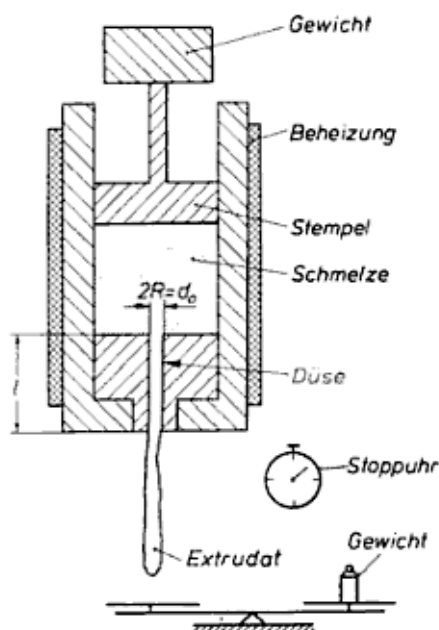
$\rho$ : Dichte der Flüssigkeit [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

### **Messung der Viskosität:**

Zur Messung der Viskosität von Flüssigkeiten gibt es verschiedene Methoden, die sich insbesondere hinsichtlich der physikalischen Messprinzipien unterscheiden. Die gängigsten Prinzipien sollen kurz erläutert werden:

#### *Schmelzindexmessgerät:*

Das Schmelzindexmessgerät dient der Messung des sogenannten Schmelzindex MFI (engl. Melt Flow Index). Dieser ist die weitest verbreitete Kenngröße zur Charakterisierung des Fließverhaltens von Kunststoffschmelzen und kann sehr schnell und einfach ermittelt werden. Der Schmelzindex gibt die Menge einer Schmelze in Gramm pro 10 Minuten an, die mittels eines, mit Gewichtsstücken belasteten Kolbens, aus einem Vorratszylinder durch eine Düse gepresst wird. Das Gewicht der ausgeflossenen Schmelzmasse wird in vordefinierten Zeitabständen durch Wiegen bestimmt. Die Abmessungen von Düse, Kolben, Vorratszylinder und Gewichtsstücken sind dabei normiert. Die Abbildung 3-24 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Schmelzindexmessgeräts. [62]



**Abb. 3-24: Das Schmelzindexmessgerät [62].** Zu sehen ist das Prinzip des Schmelzindexmessgerätes. Ein Gewicht übt auf den Kolben eine Kraft aus. Dadurch drückt der Kolben die (temperierte) Schmelze durch eine Düse. Die ausgeflossene Schmelze wird in bestimmten Zeitabständen gewogen.

#### Kapillarrheometer:

Das Prinzip des Kapillarrheometers unterscheidet sich von dem des Schmelzindexprüfgerätes im Wesentlichen dahingehend, dass der Kolben mit einer definierten Geschwindigkeit bewegt wird, um einen konstanten Volumenstrom  $\dot{V}$  zu erreichen. Außerdem wird der Druckverlust  $\Delta p$  vom Messpunkt zur Umgebung durch einen Druckaufnehmer bestimmt. Dieser Drucksensor ist über eine kleine Öffnung, dem sogenannten „pressure hole“, mit dem Probenraum verbunden, um den Sensor vor nicht aufgeschmolzenem Granulat zu schützen. Dadurch ist es möglich, durch Variation des Volumenstromes, die Viskositätskurve punktweise abzubilden. Die Berechnung erfolgt nach der Gleichung (3-6), die die Druck- und Durchsatzbeziehung für Rohrströmungen formelmäßig erfasst. [62]

$$\Delta p = \frac{8\dot{V}L\eta}{\pi R^4} \quad (3-6)$$

$\Delta p$ : Druckverlust vom Messpunkt zur Umgebung [Pa]

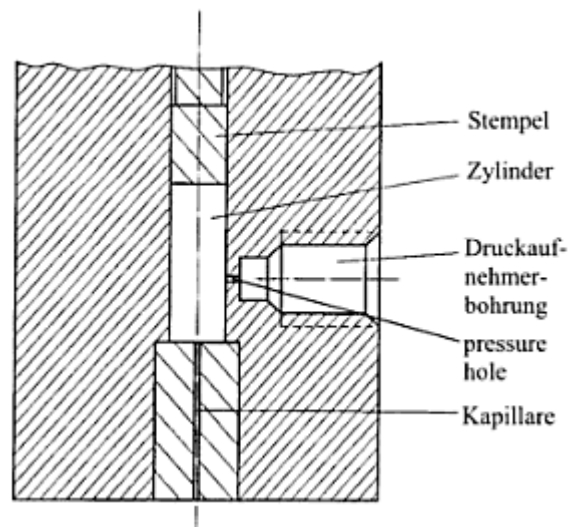
$\dot{V}$ : Volumenstrom [ $\frac{m^3}{s}$ ]

L: Rohrlänge (Kapillarlänge) [m]

$\eta$ : dynamische Viskosität [Pas]

R: Rohrradius [m]

Den prinzipiellen Aufbau des Kapillarrheometers zeigt die Abbildung 3-25.



**Abb. 3-25: Prinzipieller Aufbau eines Hochdruck-Kapillarrheometers [62].** Die Schmelze im Zylinder wird durch einen Stempel durch die Kapillare gepresst und erzeugt einen Volumenstrom. Gleichzeitig misst ein Druckaufnehmer die Druckdifferenz zur Umgebung. Die sogenannte „pressure hole“ schützt den Sensor vor der Schmelze.

#### *Rotationsrheometer:*

Bei den Rotationsrheometern werden im Vergleich zu den Kapillarrheometern keine Drucksondern reine Schleppströmungen durch einen rotierenden Messkörper erzeugt. Neben der exakten geometrischen Abmessungen der Messkörper sind zur Auswertung zwei Informationen erforderlich: Zur Bestimmung der Schubspannung wird das an den Messkörpern anliegende Drehmoment verwendet. Zur Bestimmung der Schergeschwindigkeit dient die Drehzahl des Messkörpers. Eine der beiden Größen wird vorgegeben, die andere wird gemessen. [62]

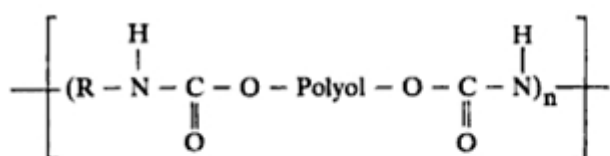
### **3.4.5 Thermoplastisch verarbeitbare Polyurethane (TPU)**

Thermoplastisch verarbeitbare Elastomere (TPE) verbinden die besonderen Eigenschaften der Elastomere mit den Verarbeitungsmöglichkeiten der Thermoplaste. Die hochelastischen Eigenschaften werden durch lose physikalische Vernetzung oder durch weitmaschige chemische Vernetzung bei dieser Kunststoffgruppe erreicht. Dadurch resultiert ein Übergangsbereich von den steifen Thermoplasten über hochelastisch eingestellte Thermoplaste im quasigummielastischen Zustand bis hin zur Gruppe der Elastomere, bei denen eine Vernetzungsreaktion stattfindet. Eine mögliche Gruppe der thermoplastischen

Elastomere sind die Polyurethan-Elastomere (TPU). Hierbei werden hinsichtlich der Verarbeitung zwei grundsätzliche Gruppen unterschieden: Polyurethan, die gummielastisch vernetzen und Polyurethane mit thermoplastischer Verarbeitungsmöglichkeit. Im Folgenden soll nur auf die thermoplastischen Polyurethane eingegangen werden. [39]

### Aufbau thermoplastischer Polyurethane:

Thermoplastische Polyurethane entstehen durch Polyaddition aus Polyisocyanaten und hydroxygruppenhaltige Polyester oder Polyethern. Die Abbildung 3-26 zeigt den chemischen Aufbau eines thermoplastischen Polyurethans. [39]



R: Grundgerüst des Diisocyanats

Polyol: kurzkettiges Glykol oder langkettiges Polyol wie Polyester oder Polyether

**Abb. 3-26: Aufbau eines thermoplastischen Polyurethans.** Zu sehen sind die wesentlichen Bestandteile von Polyurethanen, darunter das Grundgerüst des Diisocyanats sowie ein Polyol.

### Eigenschaften thermoplastischer Polyurethane:

*Dichte:*

Thermoplastische Polyurethane haben eine Dichte im Bereich von  $1,14 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$  und  $1,26 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$  [39].

*Gefüge:*

Bei den thermoplastischen PUR-Elastomeren ergeben die kurzkettigen Glykole nach der Polyaddition mit dem Diisocyanat steife, harte Molekülsegmente (Hartsegmente). Die langkettigen Polyester oder Polyether dagegen reagieren mit dem Diisocyanat zu weichen, elastischen Molekülsegmenten (Weichsegmente). Dadurch resultiert das einerseits harte, aber dennoch elastische Verhalten dieser Werkstoffgruppe. Während die Struktur und Anzahl der Hartsegmente insbesondere die Härte und das Verhalten bei höheren Temperaturen beeinflussen, bestimmen die ausgebildeten Weichsegmente die Elastizität sowie das Tieftemperaturverhalten. [39]

*Mechanische Eigenschaften:*

Die Vorteile thermoplastischer Polyurethane werden insbesondere hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften deutlich. PUR-Elastomere haben eine hohe Zugfestigkeit bei großer Bruchdehnung. Zudem weisen sie einen hohen E-Modul im Vergleich zu konventionellen Gummiwerkstoffen auf. Des Weiteren besitzen die PUR-Elastomere eine sehr gute Verschleißfestigkeit, gute Reißfestigkeit, gutes Rückverformungsverhalten, hohe Flexibilität sowie ein gutes Dämpfungsvermögen. [39]

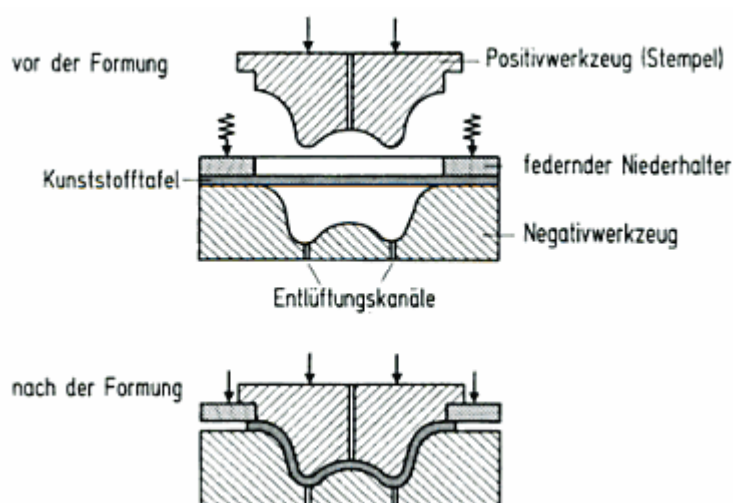
*Chemische Beständigkeit:*

Bezüglich der chemischen Eigenschaften der thermoplastischen Polyurethane gilt im Allgemeinen: Mit zunehmender Härte, nimmt die Beständigkeit gegen diverse Lösemittel zu. In einigen Lösemitteln, darunter beispielsweise Dimethylformamid, Dimethylacetamid, Pyridin und Tetrahydrofuran, sind die meisten der thermoplastischen Polyurethane löslich. [46]

### 3.5 Möglichkeiten zur Herstellung der Pumpkammern

#### 3.5.1 Das Tiefziehverfahren

Die Pumpkammern des derzeitigen Herzunterstützungssystems wurden unter anderem mittels Tiefziehverfahren aus Polyurethan hergestellt. Das Prinzip dieses Verfahrens wird in Abbildung 3-27 verdeutlicht.



**Abb. 3-27: Tiefziehen mit Positiv- und Negativ-Werkzeug [7].** Die Abbildung zeigt die prinzipielle Funktionsweise des Tiefziehprozesses. Um gleich bleibende Wanddicken zu erreichen, wird ermöglicht, dass der umzuformende Plattenzuschnitt über den Rand des Werkzeugs nachgleiten kann.

Das Ziehformen gehört zu den umformenden Verarbeitungsverfahren und findet meist durch den Einsatz von Positiv- und Negativwerkzeugen statt. Gleichbleibende Wanddicken werden erreicht, indem der umzuformende Plattenzuschnitt über den Rand des Werkzeuges nachgleiten kann. [7]

Das Ergebnis des Tiefziehprozesses sind zwei Kammerhälften, die in einem weiteren Schritt entsprechend miteinander verklebt werden müssen. Die Verklebung der beiden Hälften erfolgt mit Hilfe eines geeigneten Lösemittels. Durch Auftragen des Lösemittels auf die entsprechenden Klebestellen wird das Polyurethan an den Klebestellen vom Lösemittel zunächst gelöst. Im gelösten Zustand können die Hälften zusammengefügt werden. Durch das Ausdampfen des Lösemittels geht das Polyurethan zurück in den ursprünglich festen Zustand. Dadurch ist eine Art „Schweißnaht“ entstanden. Die Abbildung 3-28 zeigt beispielhaft einen, mittels Tiefziehprozess hergestellten und anschließend verklebten, künstlichen Ventrikel.



**Abb. 3-28:** *Seitenansicht einer mittels Tiefziehen hergestellten Pumpkammer aus Polyurethan mit anschließender Verklebung der beiden Kammerhälften.* Zu sehen ist insbesondere die Klebeverbindung. Diese stellt eine Schwachstelle dar und soll in Zukunft vermieden werden.

In Versuchen hat sich herausgestellt, dass gerade die Klebeverbindung zwischen den beiden Pumpkammerhälften eine Schwachstelle für das derzeitige Herzunterstützungssystem darstellt. Es wurde gezeigt, dass die Verbindungsstelle bereits nach kurzem Einsatz spröde wird. Auch hat sich gezeigt, dass bei Belastung des Ventrikels durch die Druckplatte des Herzunterstützungssystems die Klebeverbindung den Belastungen zum Teil nicht standhält. Das Verfahren durch Verklebung der beiden Hälften ist demnach bezüglich der auftretenden Belastung und der Lebensdauer nicht geeignet für den Einsatz im vorgestellten DLR-Herzunterstützungssystem. Problematisch ist des Weiteren die Vermutung, dass durch die zusätzlichen Unebenheiten im Ventrikel, die durch die Klebnaht entstehen, die optimale

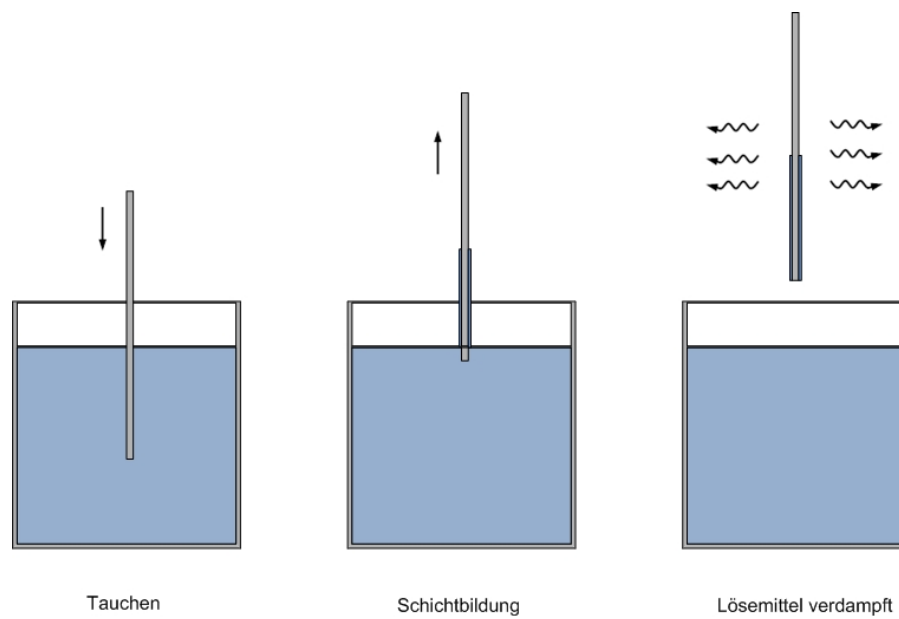
Blutströmung beeinträchtigt wird. Das könnte, wie bereits in den allgemeinen Problemen des derzeitigen Systems angeführt, zur Zerstörung von Blutbestandteilen oder auch zur Bildung von Blutgerinnsel führen.

### 3.5.2 Das Tauchverfahren

Beim Tauchverfahren (engl. dip coating) wird ein Tauchwerkzeug in eine Polymerlösung getaucht, sodass dieses mit einer dünnen Schicht der Lösung bedeckt wird. Die Dicke der Schicht hängt dabei insbesondere von der Viskosität, also von der Monomerkonzentration der Polymerlösung, sowie der Ziehgeschwindigkeit aus der Monomerlösung ab. Nach dem Tauchvorgang kann das am Tauchkörper haftende Material in einem Ofen wärmebehandelt werden, damit das Ausdampfen des in der Polymerlösung befindlichen Lösemittels beschleunigt wird und somit eine Vernetzung der aufgetragenen Moleküle stattfinden kann. [61]

Das Tauchverfahren wird insbesondere im Bereich der Beschichtungstechnik eingesetzt, um beispielsweise Fertigteile aus verschiedenen Werkstoffen mit einem Kunststoffüberzug zu versehen. Es ist nur für Gegenstände geeignet, die allseitig beschichtet werden sollen. Das Verfahren eignet sich somit insbesondere zur Herstellung flexibler, einseitig offener Hohlkörper mit geringer Wandstärke. Um diese Hohlkörper herstellen zu können, werden auf glatten Formen aus Metall oder Porzellan flexible Überzüge erzeugt, die anschließend abgestreift werden können. [61]

Die Herstellung der Pumpkammern mittels Tauchverfahren hat insbesondere den Vorteil, dass die Oberfläche nach der Schichtbildung nicht mehr mit anderen Oberflächen, wie denen von zum Beispiel Walzen o. ä. in Berührung kommt. Es lassen sich demnach besonders glatte Oberflächen erreichen. Außerdem ist beim Tauchverfahren vorteilhaft, dass das Material auch auf schwer zugängliche Konstruktionsteile in gleichmäßiger Schichtdicke und ohne Fehlstellen aufgetragen wird. Beim Tauchverfahren müssen alle daran beteiligten Faktoren wie Art, Viskosität und Temperatur der Polymerlösung, Raumlufttemperatur, Zeitrhythmus des Tauchvorgangs, Bewegung des getauchten Gegenstands, und die anschließende Trocknung aufeinander abgestimmt sein. Die Abbildung 3-29 zeigt das Prinzip des Tauchverfahrens. [15, 75]



**Abb. 3-29: Prinzip des Tauchverfahrens.** Der Prozess des Tauchens läuft in drei Schritten ab: Zunächst wird eine beliebige Geometrie in die Polymerlösung getaucht. Danach wird das Tauchwerkzeug aus dem Tauchbad entfernt und das Lösemittel kann ausdampfen.



## **4 Material und Methoden**

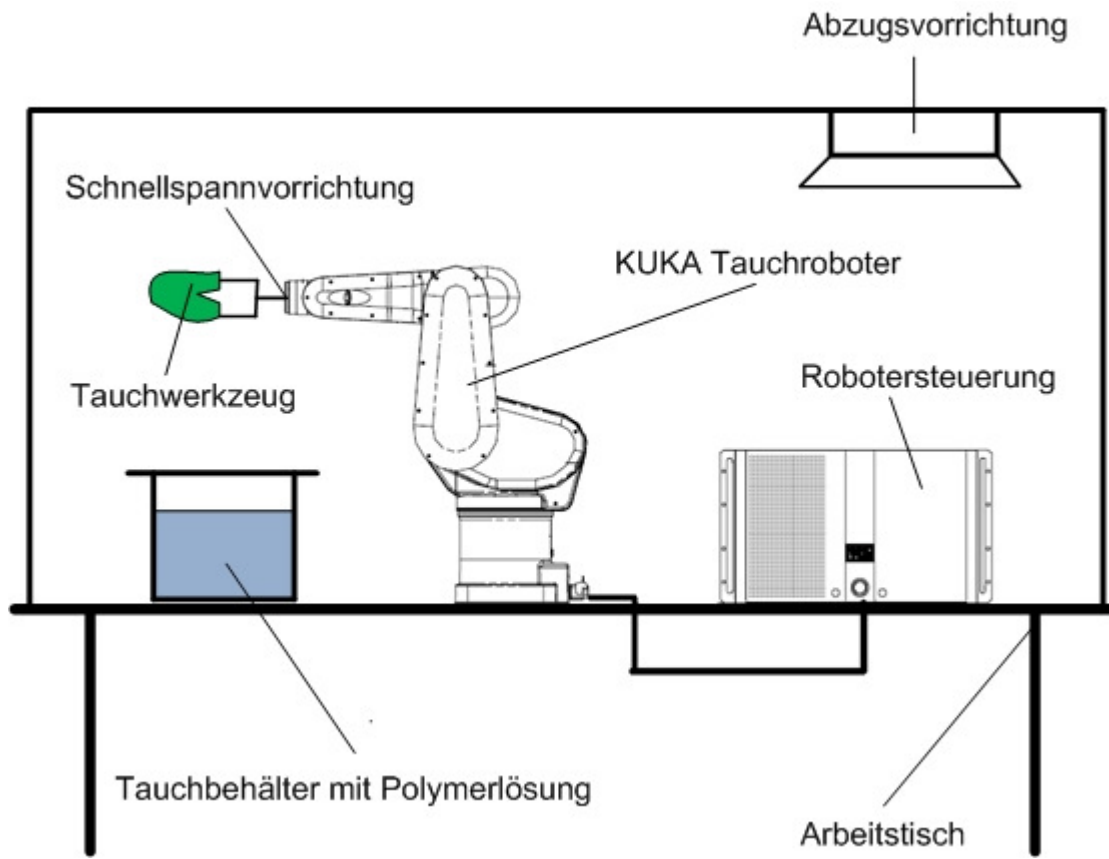
Im nachfolgenden Kapitel sollen zunächst die Anforderungen an den zu realisierenden Versuchsaufbau im Rahmen einer Zielanalyse erarbeitet werden. Diesbezüglich wird einleitend auf die Analyse des bestehenden Ansatzes hinsichtlich möglicher Schwächen eingegangen. Anschließend wird eine Zielformulierung abgeleitet und die Anforderungen an den neuen Versuchsaufbau in einer Anforderungsliste dokumentiert. Daraufhin wird ein Konzept zur Realisierung einer Tauchvorrichtung unter Berücksichtigung der Anforderung und Hauptfunktionen des Systems erarbeitet, auf die zur Umsetzung der Versuchsumgebung erforderlichen Komponenten eingegangen und mögliche Konstruktionswerkstoffe diskutiert und ausgewählt.

### **4.1 Zielanalyse und Anforderungsliste**

#### **4.1.1 Analyse des bestehenden Aufbaus**

##### **Der bestehende Versuchsaufbau:**

Beim bisherigen Versuchsaufbau wird der Roboter KR3 der Firma KUKA Roboter GmbH eingesetzt, der sich auf einem Arbeitstisch und unter einer Abzugsvorrichtung befindet. Die Abzugsvorrichtung ist erforderlich, um ein ungefährliches Ausdampfen des gesundheitsschädlichen Lösemittels zu gewährleisten. An dem Tauchroboter wird über eine Schnellspannvorrichtung die Tauchform des künstlichen Ventrikels eingespannt. Mittels der von KUKA mitgelieferten Steuerungssoftware können mit dem Tauchroboter beliebige Positionen im Raum angefahren werden. Dadurch ist es möglich, die Tauchform in eine dafür bereitstehende Polymerlösung zu tauchen. Während dem Tauchvorgang bleibt eine dünne Schicht der Polymerlösung auf der Tauchform haften. Nachdem der Tauchvorgang abgeschlossen ist, kann das Lösemittel bei atmosphärischen Druck und Raumtemperatur ausdampfen. Zurück bleibt eine dünne Polymerschicht aus dem, im Lösemittel zuvor gelösten Polymers. Der bestehende Versuchsaufbau ist in der Abbildung 4-1 schematisch dargestellt.



**Abb. 4-1:** Aufbau des bisherigen Versuchszustandes zur Herstellung der Pumpkammern. Zu sehen sind das am KUKA Roboter über die Schnellspannvorrichtung montierbare Tauchwerkzeug, der Arbeitstisch und die Abzugsvorrichtung, die Robotersteuerung sowie der Tauchbehälter, indem die Polymerlösung bereitgestellt wird.

Die Polymerlösung befindet sich derzeit in einem einfachen Kunststoffbehälter, welcher gegenüber den verwendeten Lösemitteln beständig ist. Um das unkontrollierte Ausdampfen des Lösemittels zu verhindern, wird der Behälterdeckel, vor (nach) dem Tauchvorgang, manuell über einen Schraubverschluss geöffnet (verschlossen). Die Polymerlösung setzt sich zusammen aus thermoplastischem Polyurethan (TPU), welches in einem geeigneten Lösemittel gelöst wird. Dadurch ergibt sich, abhängig von der zugegebenen Menge an Polyurethan eine dünn- bis dickflüssige Lösung, in die das Tauchwerkzeug getaucht werden kann. In Tauchversuchen ist insbesondere die ideale Zusammensetzung der Polymerlösung von Bedeutung. Diese kann durch folgende Variationsmöglichkeiten im Rahmen von Tauchversuchen bestimmt werden:

- Variation des Polymers, also Lösen verschiedener thermoplastischer Polyurethane in einem bestimmten Lösemittel.
- Variation des Lösemittels, also Lösen eines bestimmten thermoplastischen Polyurethans in verschiedenen Lösemitteln.

- Variation der Konzentration des Polyurethans in der Polymerlösung, also Definition der Zähflüssigkeit (Viskosität) des Materials.

Die Tauchform zur Herstellung der Pumpkammern besteht aus einem Wachskern. Dieser kann durch Gießen, des in einem Ofen erwärmten Wachses hergestellt werden kann. Wachs kommt zum Einsatz, da die Ventrikelgeometrie ein Entformen der aufgetragenen Schicht nur durch den Einsatz verlorener Formen erlaubt. Der Wachskern wird also, nachdem die äußere Polymerschicht ausgebildet ist, aus dem hergestellten Ventrikel ausgeschmolzen. Übrig bleibt ein offener Hohlkörper in Form der künstlichen Ventrikel. Den Wachskern und die Form zur Herstellung des Wachskerns aus Aluminium zeigt die Abbildung 4-2.



**Abb. 4-2: Wachskern und Form aus Aluminium zur Herstellung des Wachskerns.** Zu sehen ist ein mittels Gießen hergestellter künstlicher Ventrikel (links). Die Gewindestangen werden im Wachskern eingegossen, um eine Montagemöglichkeit an den KUKA Roboter zu realisieren. Ein entsprechendes Gießwerkzeug aus Aluminium (rechts) dient der Formgebung.

### **Schwächen des bestehenden Lösungsansatzes:**

Um eventuelle Probleme, beziehungsweise Schwachstellen der bisherigen Lösung herauszuarbeiten, wurden einige Tauchvorgänge durchgeführt. Dabei wurden folgende Beobachtungen gemacht:

#### *Viskosität der Polymerlösung:*

Die Vorbereitung der Polymerlösung erfolgt durch das Lösen des Polyurethans in einem geeigneten Lösemittel. Dabei wird das thermoplastische Polyurethan in das Lösemittel gegeben und durch den Einsatz einer Rührvorrichtung homogenisiert. Die Zähflüssigkeit der

Polymerlösung wird bisher definiert durch die Zugabe eines bestimmten Massenanteils Polyurethan, in eine definierte Menge Lösemittel. So besteht beispielsweise eine Polymerlösung zu 15% des Gesamtgewichts aus gelöstem Polyurethan, 85% des Gewichts sind demnach dem organischen Lösemittel zuzurechnen. Das Massenverhältnis bestimmt somit die Viskosität der Polymerlösung und ist eine wichtige Prozessgröße bei der Herstellung der Pumpkammern.

Diese Vorgehensweise ist durchaus sinnvoll. Allerdings besteht die Gefahr, dass bereits bei der Zubereitung der Lösung ein Teil des Lösemittels unerwünscht verdampft. Zudem ist es unumgänglich, dass während des Herstellungsprozesses beim Öffnen des Tauchbehälters ein nicht definierter Teil des Lösemittels verdampft. Das Verdampfen des Lösemittels hat direkt Einfluss auf die Viskosität der Polymerlösung. Denn je mehr Lösemittel aus der Polymerlösung verdampft, desto viskoser (dickflüssiger) wird diese, da die gleichen Massenanteile des Polymers nun in einer geringeren Menge an Lösemittel gelöst vorliegen. Die daraus resultierende, zunehmende Viskosität wiederum definiert die Schichtdicke der, mittels Tauchprozess hergestellten Pumpkammern. Um einen kontinuierlich gleichbleibenden Prozess mittels Tauchverfahren erreichen zu können, also eine gleichbleibende Schichtdicke beim Tauchprozess zu erzielen, ist es erforderlich, die Viskosität der Polymerlösung exakt zu kennen. Die Viskosität als wesentliche Prozessgröße ist jedoch im derzeitigen Versuchsaufbau nicht berücksichtigt.

#### *Manuelles Öffnen und Schließen des Tauchbehälters:*

Der verwendete Tauchbehälter besteht derzeit aus einem einfachen Kunststoffbehälter, der gegen die verwendeten Lösemittel resistent ist. Dieser Kunststoffbehälter kann mittels manuell verschraubbarem Deckels geöffnet und geschlossen werden. Das manuelle Öffnen und Schließen des Tauchbehälters erscheint aus dreierlei Gründen als nicht optimal:

Einerseits ist dieser Vorgang aus Sicht des Bedieners sehr umständlich und mit einem sehr hohen Zeitaufwand verbunden, da der Behälter nach jedem Tauchprozess vom Bediener möglichst zeitnah verschlossen werden sollte, um die Zeit, in der der Behälter geöffnet ist, also ein Verdampfen des Lösemittels möglich ist, zu minimieren. Der Bediener muss demnach den gesamten Tauchprozess überwachen. Gerade beim Aufbringen mehrerer einzelner dünner Schichten auf die Tauchform, kann dies sehr zeitaufwändig sein. Das manuelle Öffnen und Schließen des Tauchbehälters ist demnach hinsichtlich der notwendigen Personalressourcen nicht effizient.

Andererseits erscheint es sinnvoll, die Zeit zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälterdeckels möglichst gering zu halten, da mit zunehmender Zeit, in der das

Lösemittel dem Kontakt mit Luft ausgesetzt ist, zunehmend verdampft, und somit die Viskosität des Materials beeinflusst. Eine automatisierte Vorrichtung, beispielsweise zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters, könnte die Zeit, in der die Polymerlösung Kontakt mit der Umgebung hat und ausdampft, möglicherweise verkürzen.

Weiterhin nachteilig erscheint die Tatsache, dass sich der Bediener beim manuellen Öffnen und Schließen innerhalb oder zumindest in der Nähe der Abzugsvorrichtung befinden muss. Die meisten Lösemittel sind beim Einatmen, beziehungsweise bei Kontakt mit der Haut, gesundheitsschädlich. Zwar kann mit entsprechenden Schutzmasken und Schutzanzügen gearbeitet werden, jedoch besteht immer ein gesundheitliches Restrisiko. Eine automatische Schließvorrichtung mit einer Steuerung außerhalb des Gefahrenbereichs, wäre eine Möglichkeit, um dieses Risiko zu senken.

#### *Tauchbehältervolumen:*

Der derzeit verwendete Tauchbehälter hat ein relativ geringes Volumen. Nach jedem Tauchvorgang nimmt der Füllstand der Polymerlösung im Tauchbehälter ab. Dies ist aus zweierlei Gründen problematisch: Einerseits ist es sehr aufwändig nach jedem Tauchvorgang, die verbrauchte Menge an Polymerlösung, nachzufüllen. Andererseits verursacht ein abnehmender Füllstand des Tauchbehälters eine zunehmend inhomogenere Wanddickenverteilung auf der getauchten Form, da die Tauchform im oberen Bereich eventuell nicht mehr vollständig in die Polymerlösung getaucht wird und somit an bestimmten Stellen weniger Polymerlösung auf die Form aufgetragen wird. Ein nur etwas größeres Tauchvolumen des Behälters würde diesbezüglich bereits Abhilfe schaffen. Optimal erscheint jedoch eine Füllstandsregelung.

#### *Homogenisieren der Polymerlösung:*

Derzeit wird das zu verarbeitende Polyurethan in Glasflaschen unterschiedlicher Volumina mit dem Lösemittel gelöst und mittels Rührvorrichtung homogenisiert. Nachdem die Polymerlösung homogenisiert vorliegt, wird diese in den Tauchbehälter umgefüllt. Dies birgt die Gefahr, dass sich während des Umgießens in den Tauchbehälter in der Polymerlösung Lufteinschlüsse ausbilden. Wird die Polymerlösung vor dem Tauchvorgang nicht erneut homogenisiert, besteht das Problem, dass beim Tauchprozess die entstandenen Luftblasen an der Tauchform haften bleiben. Dadurch können sich Lufteinschlüsse in der Polymerschicht bilden. Diese Lufteinschlüsse stellen im Allgemeinen eine Schwachstelle der Pumpkammern dar und sind auch aus optischen Gesichtspunkten keinesfalls erwünscht. Die Abbildung 4-3 zeigt eine künstliche Pumpkammer mit zahlreichen Lufteinschlüssen. Zudem erscheint es problematisch, dass nach einiger Zeit die Polymerlösung im Tauchbehälter nicht mehr

ausreichend homogenisiert vorliegt, da sich die Polymere am Behälterboden absetzen. Eine im Versuchsstand integrierte Rührvorrichtung zur Homogenisierung der Polymerlösung würde Abhilfe schaffen.



**Abb. 4-3: Künstlicher, mittels Tauchen hergestellter Ventrikel.** Zu sehen sind insbesondere die zahlreichen, unerwünschten Lufteinschlüsse, die sowohl aus optischen, als auch aus mechanischen Gründen vermieden werden müssen.

#### 4.1.2 Zielformulierung für die umzusetzende Tauchvorrichtung

Um den oben aufgeführten Herausforderungen des bestehenden Versuchsaufbaus gerecht zu werden, soll eine Tauchvorrichtung konzipiert, konstruiert und validiert werden, die insbesondere folgende Vorteile gegenüber dem bestehenden Ansatz haben soll:

- Berücksichtigung der Viskosität als wesentliche Prozessgröße.
- Messung der Viskosität aus Gründen der Qualitätssicherung.
- Schaffung der Grundlage zur Realisierung eines reproduzierbaren Herstellungsprozesses.
- Reduzierung des Arbeitsaufwands zur Herstellung der künstlichen Ventrikel.
- Reduzierung der Zeiten, in denen das Lösemittel unerwünscht ausdampfen kann.
- Kontinuierliche Homogenisierung der Polymerlösung während des Tauchprozesses.
- Möglichkeit der Bereitstellung von Tauchbehältern unterschiedlicher Volumina.
- Weitgehendes Fernhalten des Bedieners aus dem Gefahrenbereich.

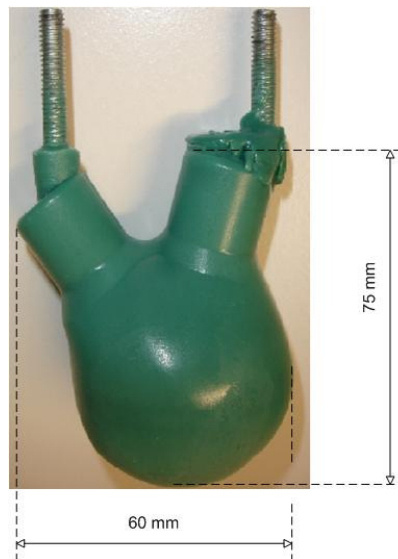
Konkret lässt sich damit die Zieldefinition für den zu realisierenden Versuchsaufbau wie folgt festlegen: Der bisher bestehende Versuchsaufbau ist durch eine modular aufgebaute Tauchvorrichtung zu erweitern, die den Prozess des Tauchens zur Herstellung der künstlichen Ventrikel ermöglicht. Modular bedeutet in diesem Zusammenhang der komponentenweise Aufbau der Tauchvorrichtung, sodass Tauchbehälter verschiedener Volumina in die Vorrichtung eingehängt werden können. Des Weiteren ist eine automatische Schließvorrichtung des Tauchbehälters vorzusehen, um einerseits den Arbeitsaufwand des Bedieners zu reduzieren, andererseits die Gefahr zu minimieren, dass der Bediener den gesundheitsschädlichen Lösemitteln ausgesetzt ist. Zudem sollen Viskositätsmessungen der Polymerlösung durch den Versuchsstand ermöglicht werden. Die Viskosität soll einerseits bei der Vorbereitung der Polymerlösung ermittelt werden, andererseits soll diese aus Qualitätsgründen auch während dem Tauchprozess gemessen werden können. Letztendlich ist in der Versuchsanordnung eine Möglichkeit vorzusehen, die Polymerlösung im Tauchbehälter homogenisieren zu können. Das wesentliche Ziel ist es, die Grundlage zu schaffen, den Prozess des Tauchens der künstlichen Ventrikel transparenter und reproduzierbar zu gestalten.

### **4.1.3 Klärung der Anforderungen an die Tauchvorrichtung**

Nachdem der bestehende Ansatz zur Herstellung der künstlichen Ventrikel kritisch hinterfragt wurde, dessen Schwachstellen herausgearbeitet wurden, und die wichtigsten Herausforderungen an den neuen Lösungsansatz dargestellt wurden, können nun die Anforderungen an die neue Tauchvorrichtung diskutiert werden, und entsprechend in einer Anforderungsliste systematisch erfasst und dokumentiert werden.

#### **Mindestabmessungen des Tauchbehälters:**

Beim Tauchprozess kommt eine Tauchform (Wachskern) mit der Geometrie eines künstlichen Ventrikels zum Einsatz. Die Größe des zu konstruierenden Tauchgefäßes, also das zur Verfügung stehende Volumen des Tauchbehälters, ist demnach insbesondere von der Größe der zu tauchenden Geometrie abhängig. Die Abbildung 4-4 zeigt den Wachskern der Pumpkammer samt seinen Abmessungen.



**Abb. 4-4: Geometrische Abmessungen der künstlichen Pumpkammern.**

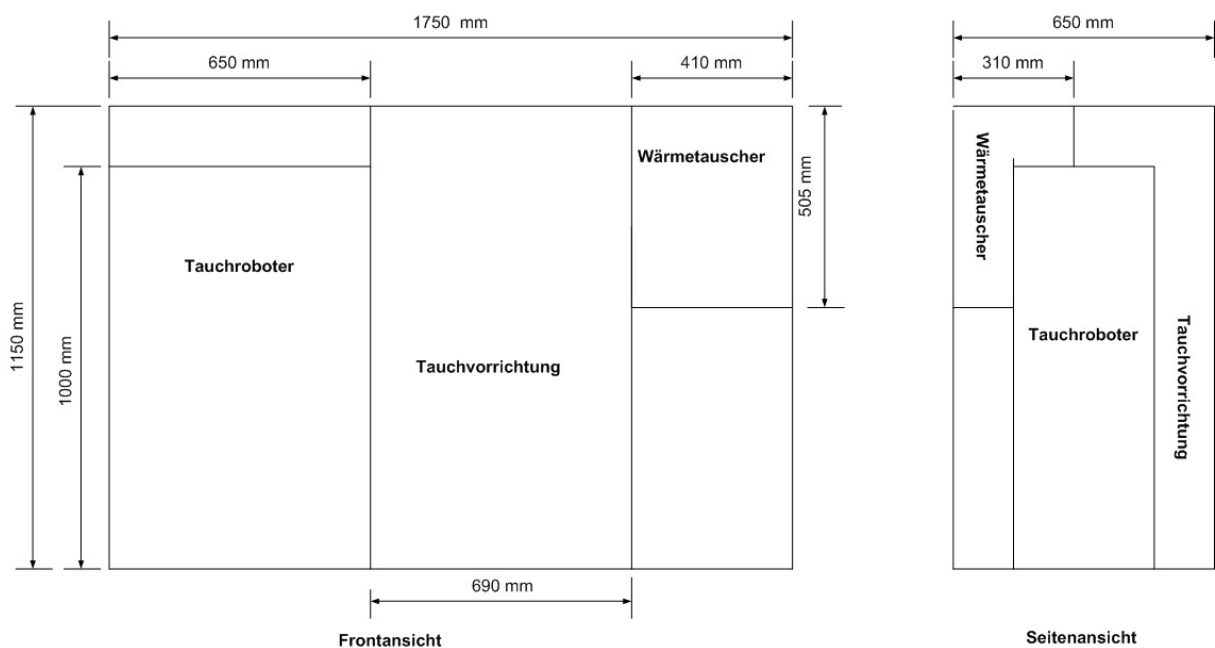
Aus der Zeichnung wird ersichtlich, dass der Tauchbehälter mindestens 75mm tief und 60mm breit sein muss. Allerdings soll bei der Konzeption der Tauchvorrichtung berücksichtigt werden, dass für eine zukünftige Version des DLR-Herzunterstützungssystems eine neue optimierte Ventrikelgeometrie entwickelt und diese ebenfalls mittels Tauchverfahren hergestellt werden soll.

Daher ist für den Versuchstand zunächst ein Tauchbehälter mit einer Tiefe von 100mm und einer Breite von 110mm zu konzipieren. Hinzu kommt die Tatsache, dass die programmierte Tauchbahn des Roboters das Tauchergebnis zusätzlich beeinflusst. So hat sich in Tauchversuchen herausgestellt, dass es für das Tauchergebnis vorteilhaft sein kann, wenn die Tauchform nicht senkrecht in die Polymerlösung getaucht wird, sondern längs des Behälters durch die Polymerlösung geführt wird. Dabei hat sich durch den Einsatz diverser Versuchsgefäße herausgestellt, dass eine Länge von 300mm ausreichend ist. Auch diese Option soll berücksichtigt werden. Zusammengefasst ergeben sich demnach folgende Anforderungen an die Geometrie des Tauchbehälters: Rechteckige, längliche Behältergeometrie mit einer maximalen Breite von  $b_{tb} = 110\text{mm}$ , einer maximalen Tiefen von  $t_{tb} = 100\text{mm}$  und einer variablen Länge zwischen  $l_{tb,\text{min}} = 100\text{mm}$  und  $l_{tb,\text{max}} = 300\text{mm}$ . Diese Abmessungen beziehen sich dabei auf das für den Tauchprozess zur Verfügung stehenden Volumen.



### Maximale Abmessungen des gesamten Versuchsaufbaus:

Für den Herstellungsprozess mittels Tauchverfahren wurde ein neuer Gefahrstoffarbeitsplatz mit entsprechender Abzugsvorrichtung und Wärmetauscher in Betrieb genommen. Der gesamte Versuchsstand samt Roboter muss innerhalb dieses Gefahrstoffarbeitsplatzes aufgebaut werden können. Die Abbildung 4-5 zeigt die zur Verfügung stehenden räumlichen Abmessungen innerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes.



**Abb. 4-5: Räumliche Abmessungen des verwendeten Gefahrstoffarbeitsplatzes.** Zu sehen sind die benötigten räumlichen Abmessungen des Roboters und des Wärmetauschers innerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes. Daraus resultiert der für den Versuchsaufbau maximal zur Verfügung stehende Platzbedarf.

Aus der Abbildung wird ersichtlich, dass die gesamte Tauchvorrichtung folgende maximale Abmessungen nicht überschreiten darf: Länge  $l_{\text{ges}} = 690\text{mm}$ , Breite  $b_{\text{ges}} = 650\text{mm}$ , Höhe  $h_{\text{ges}} = 1150\text{mm}$ .

### Verwendete Konstruktionswerkstoffe:

Einige Werkstoffe sind nicht beständig gegen die verwendeten Lösemittel. Daher sollen die, für den Versuchsstand, eingesetzten Konstruktionswerkstoffe resistent gegen diese Lösemittel sein.

Da die hergestellten Ventrikel wesentlicher Bestandteil eines medizinischen Produktes sind, ist zudem darauf zu achten, dass vor allem das Tauchgefäß aus einem Werkstoff gefertigt wird, der keine toxischen Substanzen an die Polymerlösung abgibt.

### **Energieversorgung:**

Durch die austretenden Dämpfe beim Ausdampfen des Lösemittels können bei Kontakt mit Luft oder bei Erhitzen des Stoffes über seinen Flammpunkt explosionsartige Gemische entstehen. Daher sollte im gesamten Versuchsaufbau darauf geachtet werden, dass möglichst explosionsgeschützte Geräte verwendet werden, beziehungsweise die Energie in der Art bereitgestellt wird, dass eine Explosionsgefährdung weitgehend ausgeschlossen werden kann.

Zudem sollte zur Verringerung der Komplexität des Versuchsaufbaus ein einheitliches Konzept zur Bereitstellung der Energie verwendet werden.

### **Montage:**

Der Tauchbehälter ist modular zu gestalten. In diesem Zusammenhang bedeutet dies, dass verschiedene Tauchbehälter, mit unterschiedlichen Volumina, in einer entsprechenden Haltevorrichtung modular eingesetzt werden können. Das Auswechseln des Tauchbehälters soll montagegerecht und möglichst einfach gestaltet werden.

Die Tauchvorrichtung soll so konzipiert werden, dass im Rahmen einer möglichen Optimierung des Versuchsstandes, nachträglich die Möglichkeit besteht, die Tauchvorrichtung sukzessiv mit weiteren Komponenten, wie beispielsweise Sensoren zu versehen. Diese Sensoren sollen einerseits das System sicherer und zuverlässiger machen. Andererseits sollen diese der zunehmenden Automatisierung der Tauchvorrichtung dienen.

Die folgenden Geräte sind in die Tauchvorrichtung zu integrieren: Rührvorrichtung zur Homogenisierung der Polymerlösung, Viskosimeter zur Messung der Viskosität. Der Versuchsstand ist demnach so zu konzipieren, dass die genannten Geräte relativ einfach in die Tauchvorrichtung integriert werden können.

### **Viskositätskontrolle:**

Um die kontinuierliche Qualität der hergestellten Ventrikel gewährleisten zu können, ist es erforderlich, die Viskosität der Polymerlösung zu messen. Die erzeugten Messdaten sind entsprechend zu protokollieren.

**Austausch der Polymerlösung:**

Um Versuche mit unterschiedlichen Polymerlösungen durchführen zu können, ist es erforderlich, das zunächst verwendete Material durch ein Anderes zu ersetzen. Um diesen Austauschprozess möglichst einfach durchführen zu können, ist eine Möglichkeit zum Ablassen der Polymerlösung aus dem Tauchbehälter vorzusehen.

**Mensch aus Gefahrenstelle fernhalten:**

Um die Zeit, in der sich der Bediener im Gefahrenbereich aufhält, zu minimieren, soll der Schließmechanismus der Tauchvorrichtung über eine Steuerung außerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes bedient werden können.

Die Anforderungsliste des zu realisierenden Versuchsstandes, kann dem Anhang A entnommen werden.

## 4.2 Konzeptioneller Lösungsentwurf

### 4.2.1 Funktionsmodellierung

Zunächst sollen die wesentlichen Funktionen des Systems in einem Funktionsmodell dargestellt werden. Dies ist einerseits nützlich zur Analyse des Systems und dient insbesondere zum besseren Verständnis des Gesamtsystems. Andererseits bildet es die Grundlage für die spätere Suche nach alternativen Wirkprinzipien für die herausgearbeiteten Hauptfunktionen. Verwendet werden soll dabei ein relationales Funktionsmodell. Bei diesem Modell wird unterschieden zwischen „nützlichen“-Funktionen, also Funktionen, die dazu dienen, die entsprechenden Anforderungen möglichst optimal zu erfüllen und „schädlichen“-Funktionen, die sich in der Regel aus den „nützlichen“-Funktionen ergeben. Bei den Relationen kann unterschieden werden in: Eine Funktion verursacht eine andere, eine Funktion wurde eingeführt, um eine andere zu vermeiden, und eine Funktion wird benötigt für eine andere Funktion. Die Funktionen sollen aussagekräftig und möglichst lösungsneutral durch ein aussagekräftiges Substantiv und einem Verb beschrieben werden. [55]

Im Anhang B ist das erarbeitete relationsorientierte Funktionsmodell des Herstellungsprozesses der Tauchkammern dargestellt. Dieses verdeutlicht, dass die zu konzipierende Tauchvorrichtung, insbesondere die folgenden Hauptfunktionen (im Anhang B schwarz und unterstrichen dargestellt) erfüllen muss:

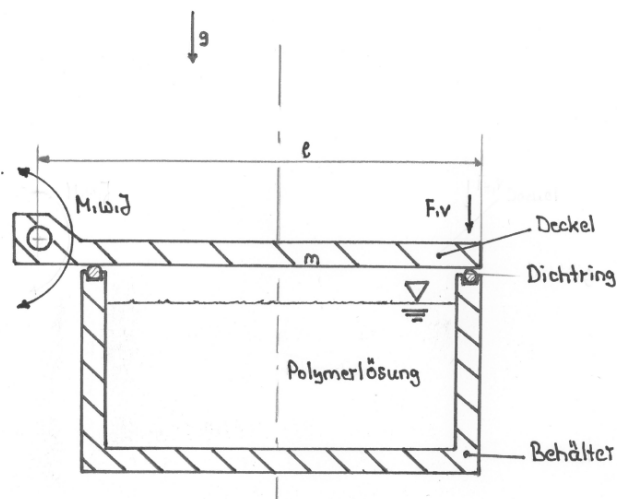
- Tauchbehälter öffnen/schließen.
- Energie für den Schließmechanismus bereitstellen.
- Kraft zum Abdichten erzeugen.
- Polymerlösung homogenisieren.
- Viskosität der Polymerlösung messen.

#### 4.2.2 Wirkprinzipien zu den Hauptfunktionen der Tauchvorrichtung

Nachdem die Ziele und Anforderungen bekannt sind, und die Hauptfunktionen der Tauchvorrichtung verdeutlicht wurden, sollen im Folgenden zu den wesentlichen Funktionen des Systems unter Beachtung der Anforderungen alternative Wirkprinzipien herausgearbeitet werden. Ein Wirkprinzip bezeichnet dabei die, für die Erfüllung einer Funktion erforderlichen physikalischen Effekte, in Kombination mit den geometrischen und stofflichen Merkmalen. Sie bilden demnach die Grundlage für die spätere Lösungssuche. [55]

##### Tauchbehälter öffnen/schließen:

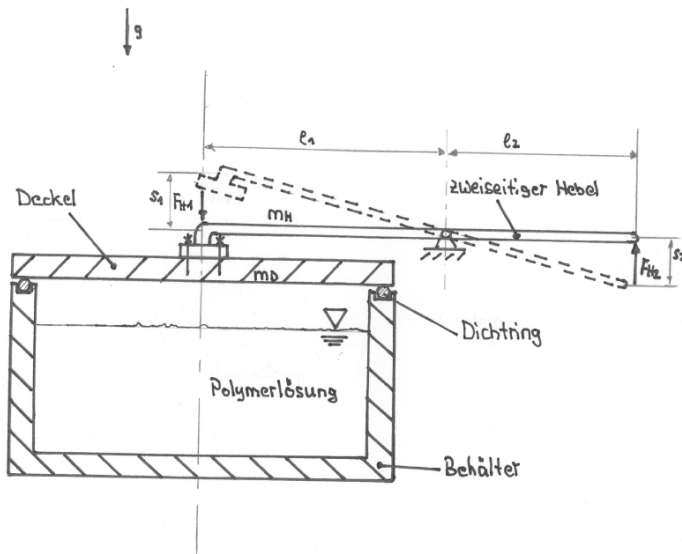
Um den Tauchbehälter öffnen und schließen zu können, ist eine entsprechende Deckelkonstruktion erforderlich. Die Abbildungen 4-6, 4-7 und 4-8 zeigen mögliche Prinzipien zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälterdeckels.



##### Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Einseitiger Hebel
- Trägheit

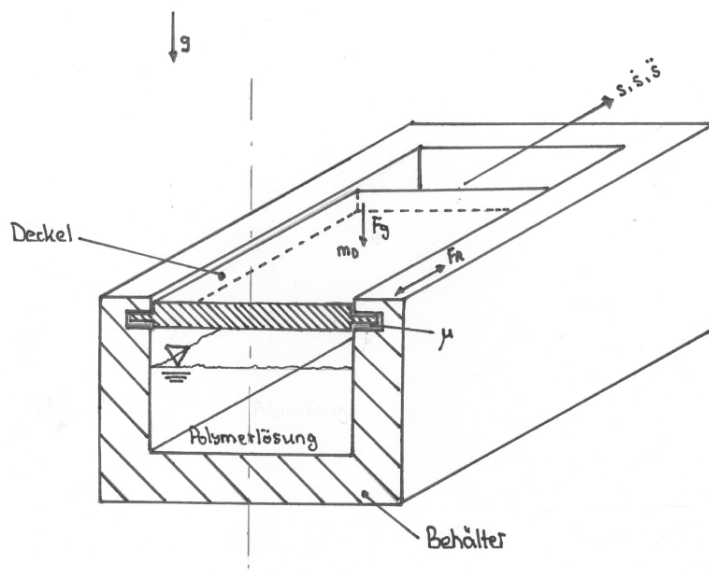
**Abb. 4-6: Tauchbehälter öffnen/schließen mittels Schwenkbewegung.** Dargestellt ist eine Möglichkeit zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters. Ein einseitiger Hebel schwenkt den Deckel auf den Tauchbehälter, in dem sich die Polymerlösung befindet. Ein Dichttring sorgt für eine ausreichende Dichtwirkung, sodass das Lösemittel nicht unerwünscht verdampfen kann.



Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Zweiseitiger Hebel
- Trägheit

**Abb. 4-7: Tauchbehälter öffnen/schließen mittels zweiseitiger Hebelkonstruktion.** Dargestellt ist eine Möglichkeit zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters. Ein zweiseitiger Hebel schwenkt den Deckel auf den Tauchbehälter, in dem sich die Polymerlösung befindet. Ein Dichttring sorgt für eine ausreichende Dichtwirkung, sodass das Lösemittel nicht unerwünscht verdampfen kann.



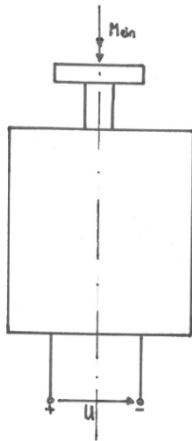
Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Coulomb'sche Reibung
- Trägheit

**Abb. 4-8: Tauchbehälter öffnen/schließen durch lineare Gleitbewegung.** Dargestellt ist eine Möglichkeit zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters. Der Tauchbehälter wird durch die linear verschiebbare Deckelkonstruktion geschlossen.

### Energie für den Schließmechanismus bereitstellen:

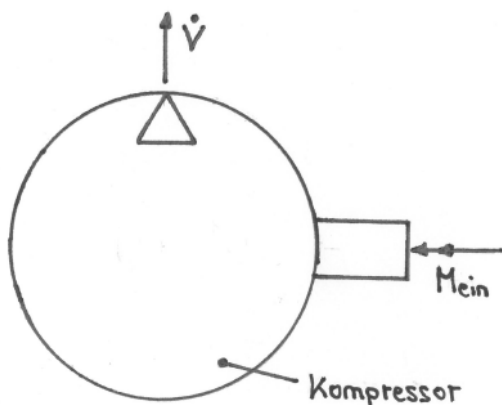
Zur Bereitstellung der Energie kommen im Wesentlichen zwei Ansätze in Frage. Die Bereitstellung der Energie mittels Elektromotor und die pneumatische Energieversorgung. Mögliche Wirkprinzipien dieser beiden Formen der Energiebereitstellung werden in den Abbildungen 4-9 und 4-10 dargestellt.



Wirkprinzipien:

- Induktion
- Gesetz von Biot-Savart

**Abb. 4-9: Energie bereitstellen mittels Elektromotor/Generator.** Dargestellt ist eine Möglichkeit zur Bereitstellung der Energie. Mögliche Wirkprinzipien für den Elektromotor sind: Induktion, Gesetz von Biot-Savart.



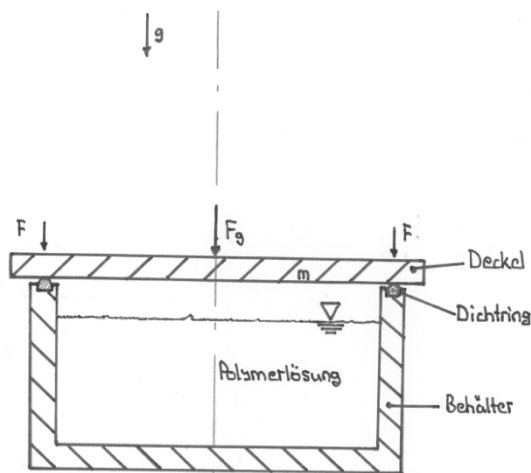
Wirkprinzipien:

- Druckkraft
- Gesetz Boyle-Mariotte

**Abb. 4-10: Energie bereitstellen mittels Kompressor.** Dargestellt ist eine Möglichkeit zur Bereitstellung der Energie. Für den Kompressor gelten folgende Wirkprinzipien: Druckkraft, Gesetz von Boyle-Mariotte.

### Kraft zum Abdichten aufbringen:

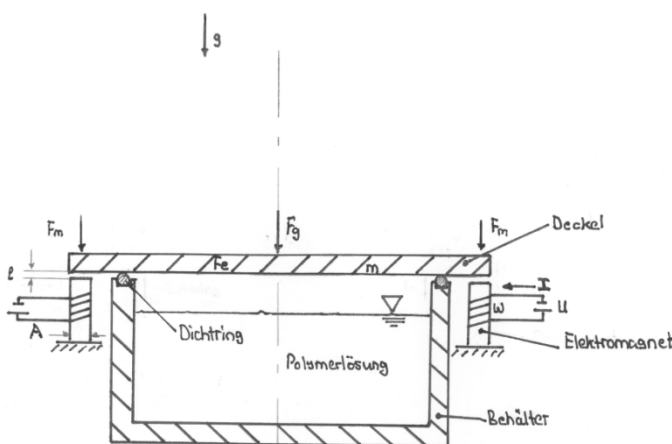
Das luftdichte Verschließen des Tauchbehälters nach dem Tauchprozess ist eine der wesentlichen Anforderungen, an den zu konzipierenden Versuchsstand. Um eine ausreichende Dichtwirkung zu erzielen, ist für die verwendete Dichtungsart eine bestimmte Verpressung erforderlich. Möglichkeiten, um die erforderliche Presskraft auf das verwendete Dichtungsmaterial aufzubringen, sind in den Abbildungen 4-11, 4-12, 4-13 und 4-14 aufgeführt.



Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper

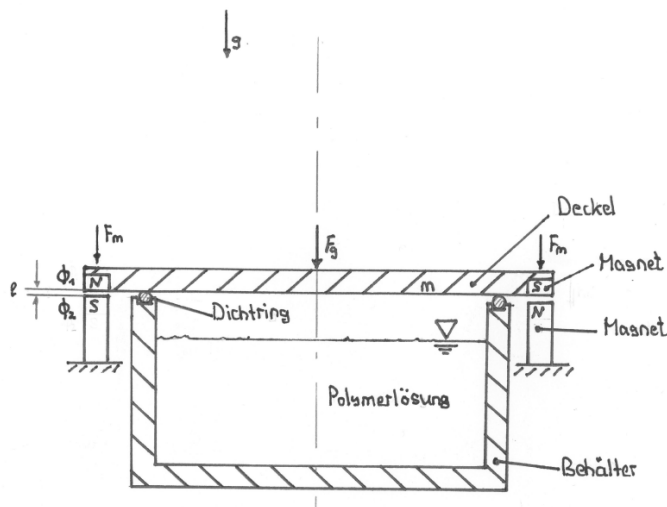
Abb. 4-11: Abdichten des Tauchbehälters ermöglichen mittels Gravitation. Der Dichtring wird durch das Eigengewicht des Deckels verpresst.



Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Elektromagnetische Anziehung

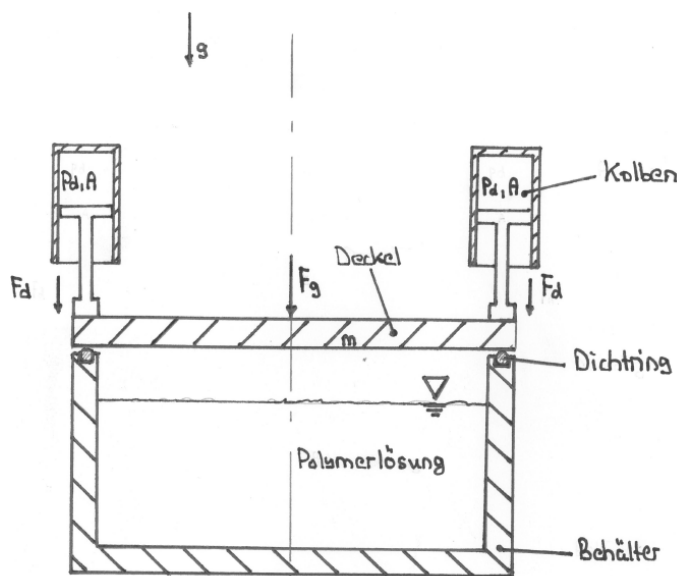
Abb. 4-12: Abdichten des Tauchbehälters ermöglichen mittels Elektromagnet. Die Presskraft zum Verpressen des Dichtings wird durch elektromagnetische Anziehung aufgebracht.



Wirkprinzipien:

- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Magnetische Anziehung

**Abb. 4-13: Abdichten des Tauchbehälters ermöglichen mittels Permanentmagneten.** Die Presskraft zum Verpressen des Dichttrings wird durch magnetische Anziehung zweier Permanentmagneten aufgebracht.



Wirkprinzipien:

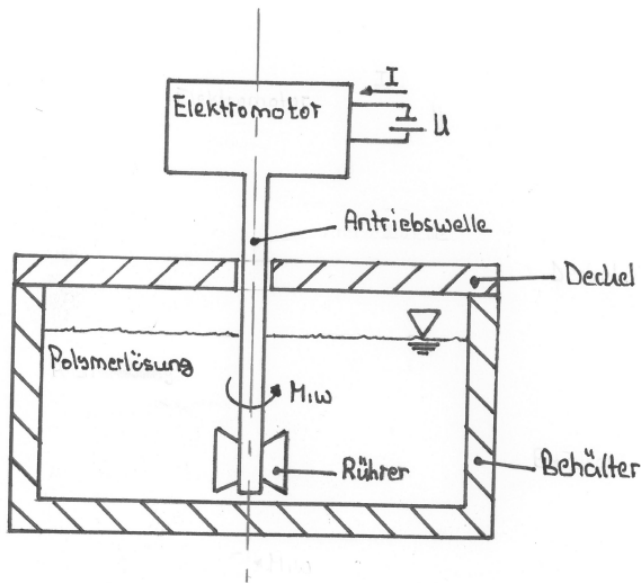
- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Druckkraft

**Abb. 4-14: Abdichten des Tauchbehälters ermöglichen mittels Pneumatik.** Zwei lineare Spannzyylinder verpressen den Dichttring, sodass eine ausreichende Dichtwirkung erzeugt wird.

### Polymerlösung homogenisieren:

Damit sich das im Lösemittel gelöste Polymer gleichmäßig verteilt, ist eine Rührvorrichtung in den Versuchsstand zu integrieren. Für den Versuchsaufbau sind die in den Abbildungen 4-15 und 4-16 dargestellten Rührmechanismen besonders interessant.

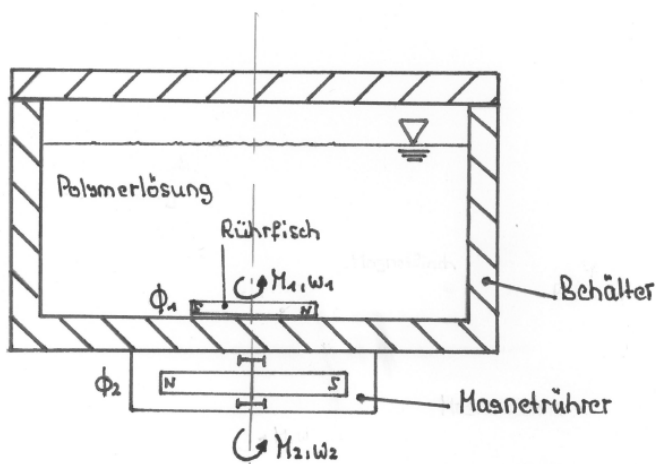




Wirkprinzipien:

- Induktion
- Kohäsion fester Körper
- Gesetz von Biot-Savart
- Trägheit

Abb. 4-15: Polymerlösung homogenisieren mittels elektrischer Rührvorrichtung. Eine elektrische Rührvorrichtung wird über eine Öffnung im Tauchbehälterdeckel entsprechend angeflanscht.



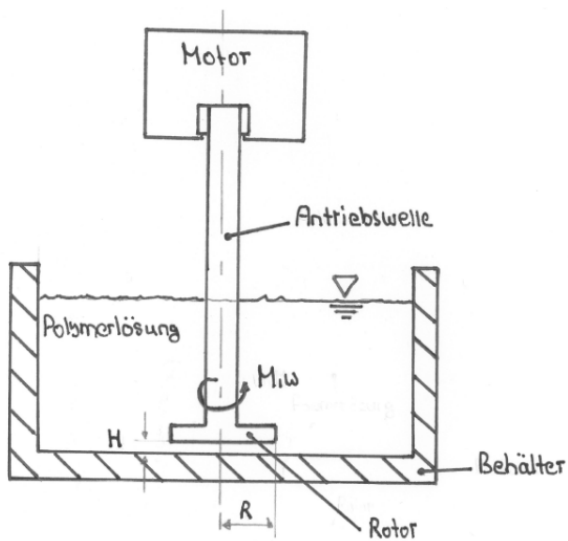
Wirkprinzipien:

- Magnetische Anziehung/Abstoßung
- Kohäsion fester Körper
- Trägheit

Abb. 4-16: Polymerlösung homogenisieren durch Einsatz einer Magnetrührvorrichtung. Eine magnetische Rührvorrichtung versetzt den Rührfisch in der Polymerlösung in Rotationsbewegung. Dadurch wird die Polymerlösung homogenisiert.

### Viskosität der Polymerlösung messen:

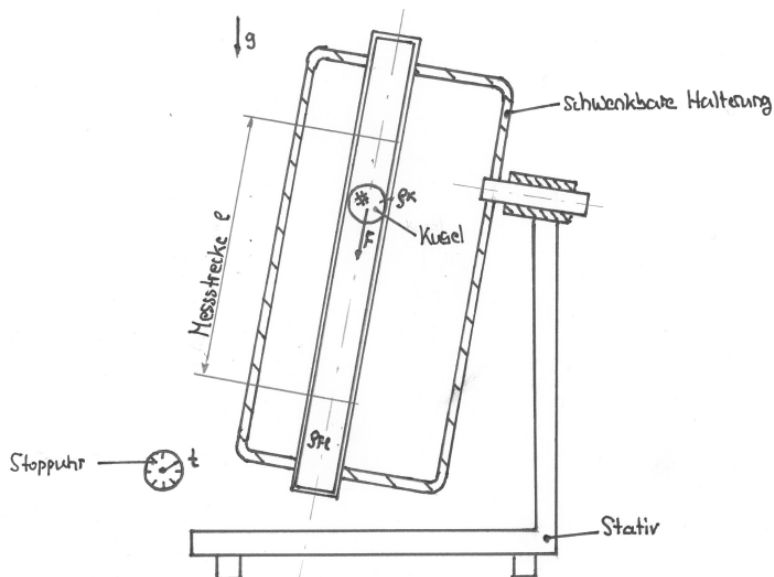
Die Viskosität der Polymerlösung beeinflusst die Schichtdicke und damit die Qualität der mittels Tauchen hergestellten Pumpkammern. Daher ist ein Gerät zur Messung der Viskosität in den Versuchsstand zu integrieren. Gängige Prinzipien zur Messung der Viskosität sind in den Abbildungen 4-17, 4-18, 4-19 und 4-20 aufgeführt.



Wirkprinzipien:

- Fließwiderstand
- Kohäsion fester Körper
- Viskose Reibung

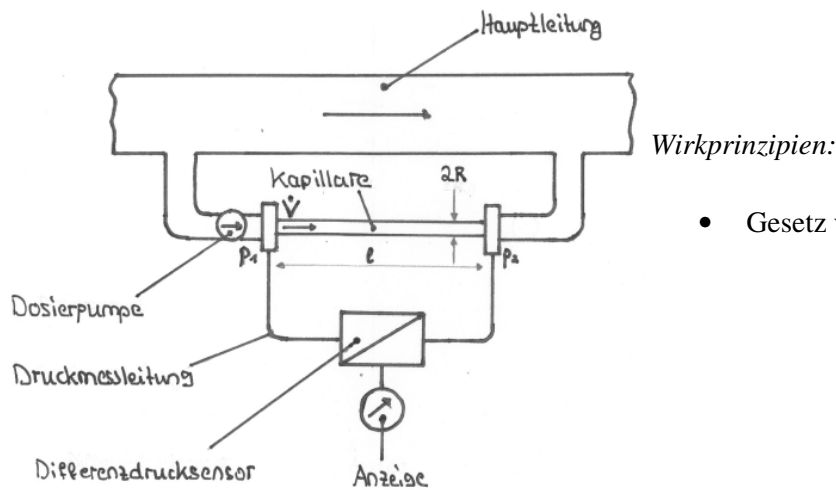
**Abb. 4-17: Viskositätsmessung der Polymerlösung mittels Rotationsviskosimeter.** Eine elektrisch angetriebene Welle versetzt den Rotor in Bewegung. Dadurch wird eine Schlepplösung erzeugt. Die Schergeschwindigkeit ist proportional zur Drehzahl des Messkörpers. Die Schubspannung wird über das angelegte Drehmoment bestimmt. [62]



Wirkprinzipien:

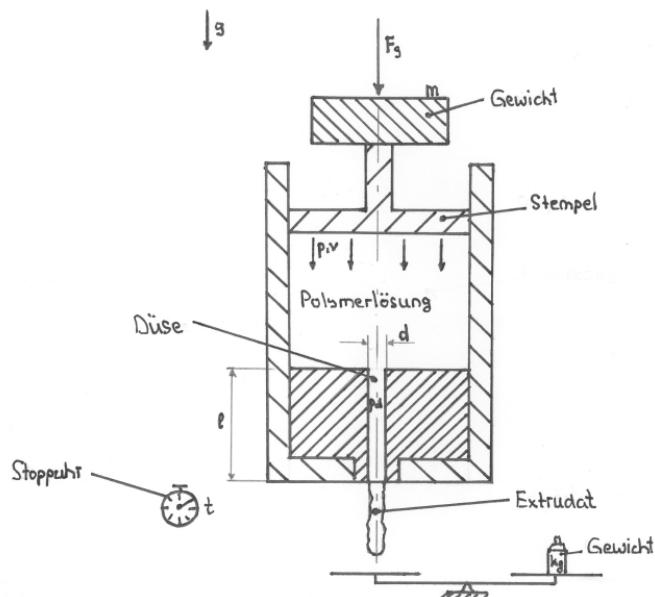
- Gravitation
- Kohäsion fester Körper
- Auftrieb
- Reibungskraft

**Abb. 4-18: Viskositätsmessung der Polymerlösung mittels Rotationsviskosimeter.** Fällt eine Kugel mit einer bestimmten Dichte in ein mit Flüssigkeit gefülltes Gefäß, so wirken drei Kräfte: die Schwerkraft, der Auftrieb, sowie die Reibungskraft. Durch Messung der benötigten Fallzeit für eine bestimmte Messstrecke kann die Viskosität bestimmt werden. [84]



- Gesetz von Hagen-Poiseuille

**Abb. 4-19: Viskositätsmessung der Polymerlösung mittels Kapillarviskosimeter.** Beim Kapillarviskosimeter durchströmt eine definierte Flüssigkeitsmenge, begrenzt durch zwei Messmarken, laminar eine Messkapillare, infolge der Schwerkraft der Flüssigkeit. Die Viskosität kann nach dem Hagen-Poiseuilleschen Gesetz berechnet werden. [91]



- Gravitation
- Kohäsion fest Körper
- Staudruck
- Gesetz von Toricelli

**Abb. 4-20: Viskositätsmessung der Polymerlösung mittels Schmelzeindexmessgerät.** Ein Gewicht übt auf den Kolben eine Kraft aus. Dadurch drückt der Kolben die (temperierte) Schmelze durch eine Düse. Die ausgeflossene Schmelze wird in bestimmten Zeitabständen gewogen. Daraus kann der Schmelzeindex beziehungsweise der Volumenfließindex ermittelt werden. [62]

### 4.2.3 Prinzipielle Gesamtlösungsentwürfe und Lösungsauswahl

Nachdem einige Wirkprinzipien der wesentlichen Funktionen des Versuchsaufbaus dargestellt wurden, sollen im nächsten Schritt mögliche Gesamtlösungen aus den einzelnen Teilfunktionen generiert werden. Um einen Überblick über das Lösungsfeld zu gewinnen, wird ein Morphologischer Kasten verwendet. Dieser ist definiert als ein, nach bestimmten Kriterien aufgebautes Ordnungsschema, und wird zur Abbildung eines Lösungsfeldes, hinsichtlich der geforderten Hauptfunktionen sowie der dazugehörigen Teillösungen angewandt. [55]

Im Anhang C ist der Morphologische Kasten zu den in Kapitel 4.2.2 diskutierten Wirkprinzipien aufgeführt. Durch die Kombination der einzelnen Teillösungen lassen sich die vorhandenen Teillösungsideen zu Gesamtwirkkonzepten kombinieren. Die maximale Anzahl möglicher Kombinationen ergibt sich aus dem Produkt der Anzahl der Teillösungen für die verschiedenen Funktionen. Bei dem angeführten Morphologischen Kasten ergeben sich demnach  $3 \times 2 \times 4 \times 2 \times 4 = 192$  mögliche Alternativen. Ziel ist es daher keinesfalls, alle möglichen Kombinationen zu diskutieren. Vielmehr sollen drei umsetzbare Alternativen vorgestellt und die, bezüglich der gestellten Anforderungen, optimale Lösung ausgewählt werden.

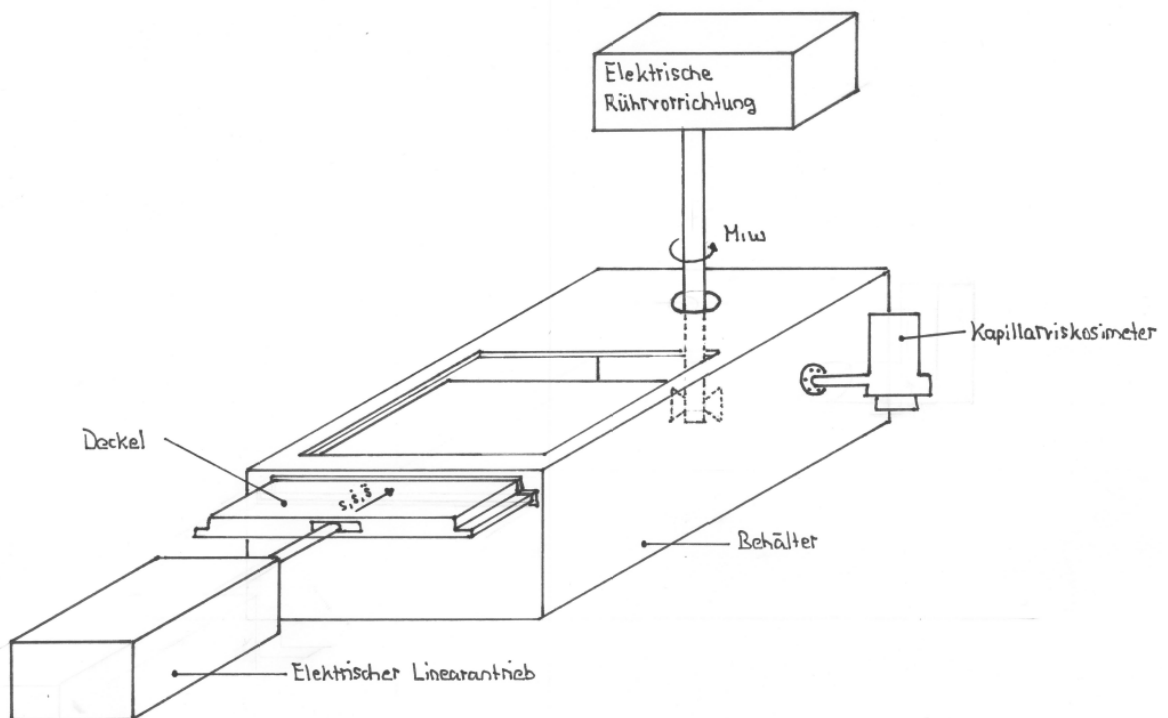
#### Konzeptioneller Lösungsentwurf A:

Der in der Abbildung 4-21 abgebildete Lösungsentwurf enthält eine elektrische Rührvorrichtung zur Homogenisierung der Polymerlösung, ein Kapillarviskosimeter zur Messung der Viskosität und einen elektrischen Linearantrieb zum Öffnen und Schließen des Deckels.

Bezugnehmend auf die, in der Anforderungsliste dokumentierten Anforderungen, ist dieser Lösungsansatz aus folgenden Gründen ungünstig:

- Eine maximale Länge  $l_{\text{ges}} = 690\text{mm}$  des gesamten Versuchsaufbaus ist vorgegeben. Des Weiteren soll der Tauchbehälter hinsichtlich des zur Verfügung stehenden Tauchvolumens eine Länge von maximal  $l_{\text{tb}} = 300\text{mm}$  ermöglichen. Durch den Einsatz eines elektrischen Linearantriebes beispielsweise wäre jedoch bereits zum Öffnen und Schließen des Behälterdeckels die zweifache Deckellänge erforderlich. Die Lösung ist daher bezüglich der geometrischen Abmessungen nicht optimal. Besser wäre hier eine Konstruktion, die vorsieht, dass der Behälter durch eine Schwenkbewegung geschlossen wird.
- Mittels elektrischer Energie ist zwar ein einheitliches Konzept zur Bereitstellung der Energie gegeben. Jedoch können die aus der Polymerlösung austretenden Dämpfe, entzündliche Gase bilden. Daher soll der Versuchsaufbau möglichst mit Hilfe pneumatischer Elemente realisiert werden.

- Der Tauchbehälter soll luftdicht geschlossen werden können, um ein unerwünschtes Ausdampfen des Lösemittels aus der Polymerlösung nach dem Tauchprozess zu verhindern. Die lineare Bewegung des Deckels während dem Öffnen und Schließen könnte sich problematisch bezüglich der Abdichtung des Tauchbehälters herausstellen. Optimaler erscheint eine Schwenkbewegung, damit der Einsatz von beispielsweise Flachdichtungen oder O-Ringen ermöglicht wird.
- Die elektrische Rührvorrichtung erfordert eine abzudichtende Flanschverbindung, die durch den Einsatz eines Magnetrührers vermieden werden könnte. Dies erhöht den konstruktiven Aufwand, und stellt eine Schwachstelle bezüglich der Abdichtung des Behälters dar. Aus diesem Grund ist der Magnetrührer der elektrischen Rührvorrichtung vorzuziehen.
- Die Tauchvorrichtung sieht nicht vor, dass Tauchbehälter verschiedener Volumina bereitgestellt werden können. Diese Anforderung soll in den folgenden Lösungsvarianten beachtet werden.

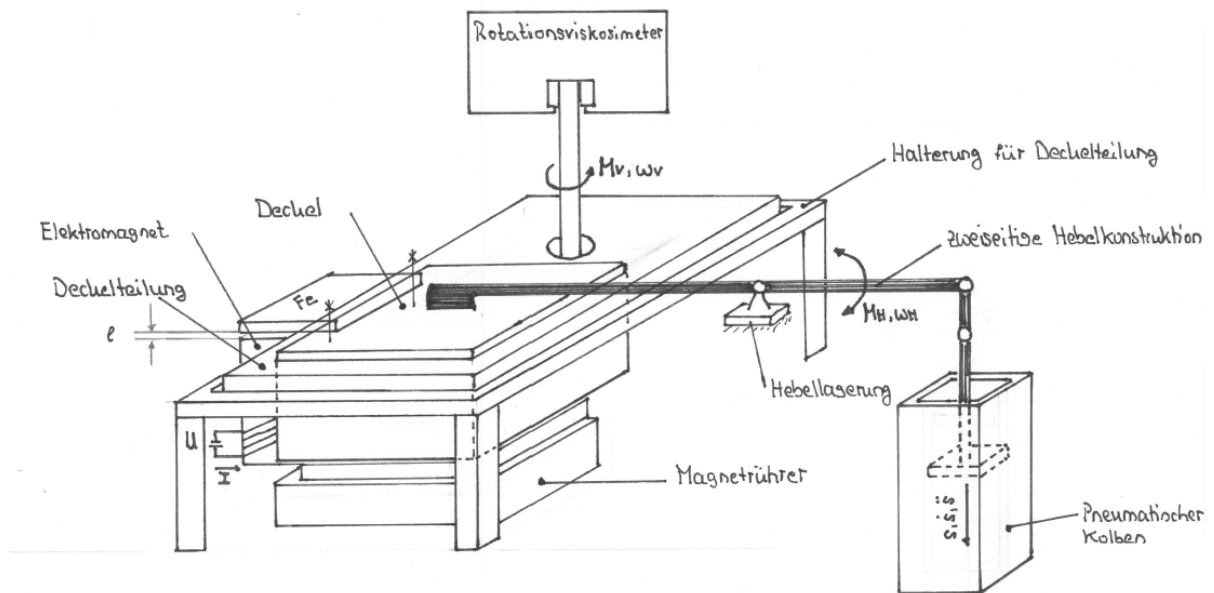


**Abb. 4-21: Konzeptioneller Lösungsentwurf A.** Der Tauchbehälter wird über einen linear verschiebbaren Tauchbehälterdeckel geschlossen. Ein elektrisch angetriebener Linearantrieb sorgt für die Linearbewegung des Deckels. Eine elektrische Rührvorrichtung homogenisiert die Polymerlösung. Das dargestellte Kapillarrisikosimeter ist seitlich am Tauchbehälter angeflanscht und dient der Messung der Viskosität.

### Konzeptioneller Lösungsentwurf B:

Der in der Abbildung 4-22 dargestellte Lösungsentwurf B beinhaltet ein Rotationsviskosimeter zur Messung der Viskosität, einen pneumatischen Kolben und einen zweiseitigen Hebel zum Öffnen und Schließen des Behälterdeckels, sowie einen

Elektromagnet, der die erforderliche Kraft zum Verpressen des Dichtmaterials aufbringen soll. Eine Magnetrührvorrichtung ermöglicht das Homogenisieren der Polymerlösung während dem Tauchprozess.



**Abb. 4-22: Konzeptioneller Lösungsentwurf B.** Der Tauchbehälter wird über eine zweiseitige Hebelkonstruktion mit dem Tauchbehälterdeckel geöffnet/geschlossen. Ein pneumatischer Kolben sorgt für die Schwenkbewegung des Deckels. Eine Halterung dient der Montage einer Deckelteilung zur Integration eines Rotationsviskosimeters. Ein Elektromagnet soll die erforderliche Presskraft zum Abdichten des Tauchbehälters aufbringen. Ein Magnetrührer dient der Homogenisierung der Polymerlösung.

Hinsichtlich der gestellten Anforderungen kann die in Abbildung 4-22 gezeigte Lösungsalternative folgendermaßen beurteilt werden:

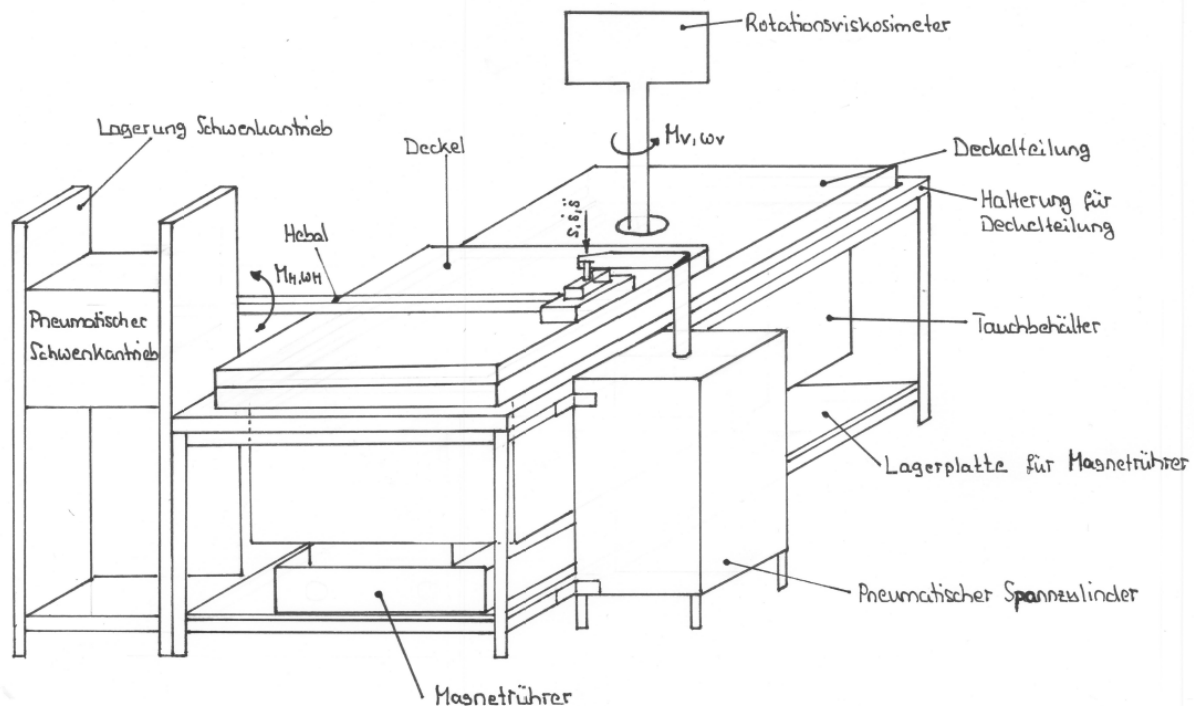
- Die zweiseitige Hebelkonstruktion wird bezüglich der Umsetzung aus folgenden Gründen negativ bewertet: Einerseits ist eine zusätzliche Lagerung des Hebels erforderlich. Andererseits wird durch den zweiseitigen Hebel unnötig Platz verschwendet, der beispielsweise durch einen einseitigen Hebel vermieden werden könnte.
- Um den Behälter ausreichend abdichten zu können, ist eine bestimmte Mindestverpressung des Dichtmaterials erforderlich. Der Einsatz eines Elektromagneten zum Aufbringen der erforderlichen Presskraft für das verwendete Dichtungsmaterial könnte sich problematisch bezüglich der Umsetzung erweisen. Denn beim Einsatz von zum Beispiel Dichtungsschnüren, verbleibt beim Schließen des Deckels zunächst ein Luftspalt zwischen Deckel und Elektromagnet, den der Elektromagnet durch entsprechende Verpressung der Dichtschnur überwinden müsste. Nach Rücksprache mit einem Hersteller für Elektromagnete verbleibt bei einem Luftspalt von beispielsweise 0,4mm nur noch circa 1/20 der ursprünglichen Kraft des Magneten. Dies hat zur Folge, dass ein Elektromagnet mit sehr hohen Kräften

verwendet werden müsste. Der Einsatz eines Elektromagneten erscheint demnach zur Aufbringung der Presskraft für das Dichtmaterial aus kostentechnischen Gründen sowie aufgrund der entsprechend großen Dimensionen als nicht optimal. Zudem müsste zumindest ein Teil des Deckels aus einem magnetischen Material, zum Beispiel Eisen (Fe), gefertigt werden. Abhilfe könnte hier der Einsatz eines pneumatischen Spannzylinders schaffen.

- Die Magnetrührvorrichtung zur Homogenisierung der Polymerlösung wird aus Gründen der Integrationsmöglichkeit in die Tauchvorrichtung als positiv gewertet.
- Nach einer Recherche bezüglich der derzeit auf dem Markt erhältlichen Viskosimeter, hat sich herausgestellt, dass sich bezüglich des abzudeckenden Messbereiches, sowie hinsichtlich der Einsatz- und Bedienungsmöglichkeiten, insbesondere Rotationsviskosimeter eignen. Außerdem können diese als Prozessviskosimeter (kontinuierliche Messungen) und als Laborviskosimeter (einmalige Messungen) eingesetzt werden.
- Durch die Konstruktion einer entsprechenden Halterung zur Lagerung von Tauchbehältern verschiedener Volumina, erfüllt die gezeigte Tauchvorrichtung die Anforderungen, dass verschiedene Tauchbehälter modular eingehängt werden können. Dafür müsste bei der Halterung für die Deckelteilung einfach ein zusätzlicher Absatz zur Aufnahme der Tauchbehälter vorgesehen werden.

### **Konzeptioneller Lösungsentwurf C:**

Im Lösungsentwurf C wurden die negativen Aspekte der Lösungsentwürfen A und B berücksichtigt. Die Schwenkbewegung des Deckels wird durch eine einseitige Hebelkonstruktion und einen pneumatischen Schwenkantrieb realisiert. Die Anbindung des Viskosimeters erfolgt über eine Deckelteilung, die an einer Halterung montiert werden kann. In die Halterung können Tauchbehälter unterschiedlicher Größe eingehängt werden. Ein pneumatischer Spannzylinder verpresst den im Deckel sitzenden O-Ring, sodass ein Abdichten der Polymerlösung ermöglicht wird. Die dargestellte Magnetrührvorrichtung homogenisiert die Polymerlösung. Der Lösungsentwurf C ist in der Abbildung 4-23 verdeutlicht.



**Abb. 4-23: Konzeptioneller Lösungsentwurf C.** Zu sehen ist eine Halterung, die die Montage einer Deckelteil zur Integration des Rotationsviskosimeters ermöglicht und durch einen weiteren Absatz (nicht dargestellt) die Aufnahme von Tauchbehältern unterschiedlicher Volumina ermöglicht. Der Tauchbehälterdeckel kann über einen Hebel und einen entsprechend positionierten pneumatischen Schwenkantrieb auf die Halterung geschwenkt werden. Der dargestellte pneumatische Spannzylinder dient dazu, den im Schwenkdeckel montierten Dichtring zu verpressen, um so die relevante Abdichtwirkung zu erzeugen. Ein Magnetrührer ist unterhalb des Tauchbehälters gelagert, um eine Homogenisierung der Polymerlösung zu realisieren.

Die Lösungsalternative C hat gegenüber der diskutierten Entwürfe A und B insbesondere folgende Vorteile:

- Kompakter Versuchsaufbau durch den Einsatz eines einseitigen Hebels, angetrieben durch einen pneumatischen Schwenkantrieb.
- Kompakte und kostengünstige Erzeugung der erforderlichen Presskraft zum Abdichten des Tauchbehälters, durch die Verwendung eines pneumatischen Spannzylinders.
- Einfache Integrationsmöglichkeit einer Rührvorrichtung zur Homogenisierung der Polymerlösung in die Tauchvorrichtung mittels Magnetrührer.
- Relativ aufwandsarme Integrationsmöglichkeit des Viskosimeters in die Tauchvorrichtung.
- Einheitliches und explosionsgeschütztes Konzept zur Bereitstellung der Energie durch den Einsatz pneumatischer Komponenten.
- Bereitstellung einer Möglichkeit zur Montage von Tauchbehältern unterschiedlicher Volumina.

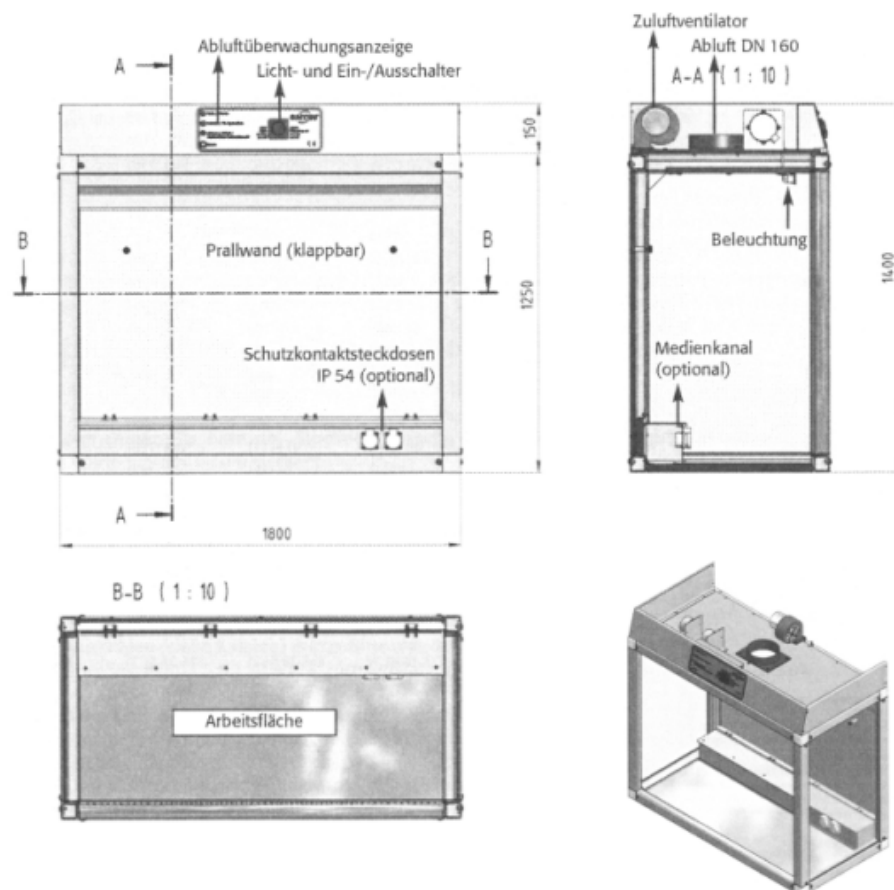


Aufgrund der genannten Vorteile der Lösungsalternative C, soll dieses Konzept ausgewählt und in den folgenden Kapiteln umgesetzt werden.

## 4.3 Verwendete Komponenten

### 4.3.1 Der Gefahrstoffarbeitsplatz

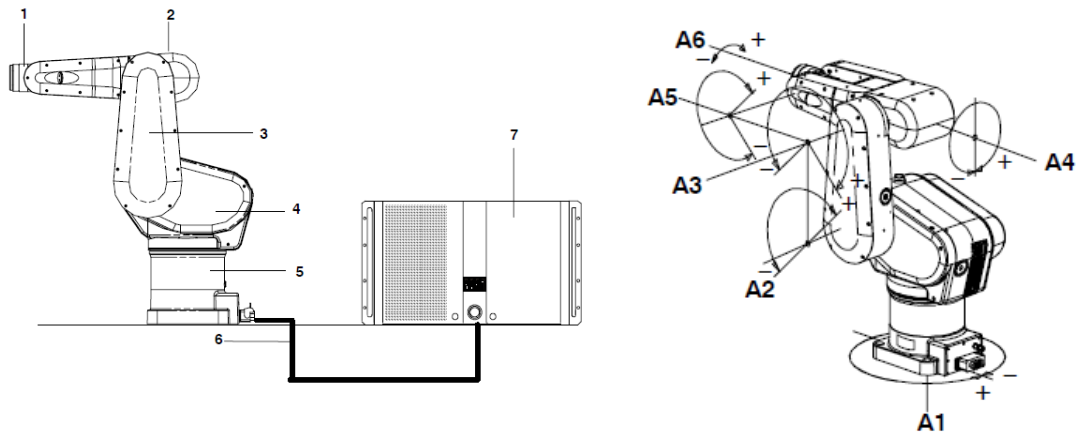
Um ein, aus Sicht des Bedieners, ungefährliches Verdampfen des Lösemittels zu ermöglichen, wurde ein Gefahrstoffarbeitsplatz beschafft. Dieser garantiert, durch die integrierte Abzugsvorrichtung, die erforderliche Sicherheit für den Anwender, im Umgang mit den Gefahrstoffen. Die Abbildung 4-24 verdeutlicht die räumlichen Abmessungen des Gefahrstoffarbeitsplatzes. Zudem sind die Anschlüsse für die Abzugsvorrichtung, die Beleuchtung, der Medienkanal, die klappbare Prallwand, die Stromanschlüsse, sowie die Anzeige zur Überwachung der Abluft und der Beleuchtung dargestellt.



**Abb. 4-24:** Ansichten des verwendeten Gefahrstoffarbeitsplatzes [4]. Zu sehen sind die räumlichen Abmessungen des Gefahrstoffarbeitsplatzes. Des Weiteren sind die Anschlussmöglichkeiten für die Zu- und Abluft, die Beleuchtung, der Medienkanal, die Überwachungsanzeige, die klappbare Prallwand und die Stromanschlüsse dargestellt.

### 4.3.2 Der Tauchroboter

In dem oben aufgeführten Gefahrstoffarbeitsplatz wurde ein Industrieroboter der Firma KUKA Roboter GmbH montiert. Dieser ermöglicht, mit dem Werkzeug, beliebige Punkte im Raum kontrolliert anfahren zu können. Die Hauptbaugruppen der Robotermechanik sowie die Drehachsen des Roboters zeigt die Abbildung 4-25.



**Abb. 4-25: Komponenten und Achsen des KUKA Tauchroboters [54].** Zu sehen sind die folgenden einzelnen Elemente des Roboters (links): Hand (1), Arm (2), Schwinge (3), Karussell (4), Grundgerüst (5), Verbindungsleitung (6) und Steuerschrank (7). Des Weiteren sind die sechs Drehachsen sowie der Drehsinn der Achsen des Tauchroboters dargestellt (rechts).

Wie die Abbildung 4-25 zeigt, besteht der eingesetzte Roboter aus den folgenden Komponenten: Eine nicht demontierbare Hand, die die Achsen 4, 5 und 6 beinhaltet und an der beliebige Standardwerkzeuge befestigt werden können. Ein Arm, der als Abtriebsselement der Achse 3 agiert. Eine Schwinge, die das Abtriebsselement der Achse 2 darstellt. Ein Karussell, welches Rotationsbewegungen um die Achse 1 ermöglicht. Das Grundgestell, welches zur Befestigung des Roboters dient. Eine Verbindungsleitung zur Steuerung des Industrieroboters sowie die Steuerung selbst. [54]

### 4.3.3 Die Rührvorrichtung

Zur Homogenisierung der Polymerlösung soll eine magnetische Rührvorrichtung verwendet werden. Bezüglich der Auswahl eines geeigneten Rührgerätes ist die Leistung entscheidend, die dieses aufbringen kann, um den Magnetfisch in eine Rotationsbewegung zu versetzen. Wesentliches Auswahlkriterium ist demnach die maximale Rührmenge des magnetischen Rührgerätes. Die in den Datenblättern aufgeführte Rührmenge ist dabei in der Regel bezogen auf Wasser ( $H_2O$ ). Es muss demnach bei der Auswahl der Rührvorrichtung berücksichtigt

werden, dass bei einer maximalen Rührmenge von beispielsweise 10L, diese Angabe auf ein Fluid mit einer Viskosität von 1 bezogen ist. Bei höherer Viskosität erhöht sich der Widerstand des Fluids auf den rotierenden Magnetfisch, und ein entsprechend leistungsstärkeres Gerät ist zu verwenden. Bisher wurde zur Vorbereitung der Polymerlösung der Magnetrührer RCT basic IKAMAG® safety control der Firma IKA® Werke GmbH & Co. KG eingesetzt. Die Abbildung 4-26 zeigt die genannte Rührvorrichtung. [50]

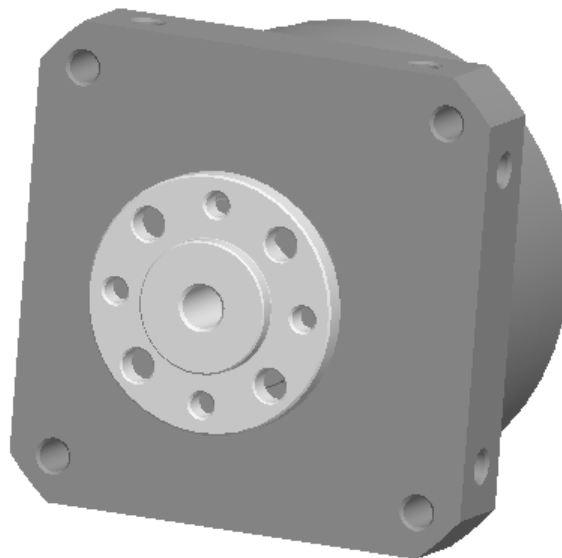


**Abb. 4-26: Magnetrührer RCT basic IKAMAG® safety control. [51]**

Der dargestellte Magnetrührer kann eine theoretische Rührmenge von maximal 20L Wasser mischen. Wie in der Anforderungsliste dokumentiert, soll im Versuchsaufbau ein Tauchbehälter mit einer maximalen Länge von  $l_{tb} = 300\text{mm}$ , einer maximalen Breite von  $b_{tb} = 110\text{mm}$  und einer maximalen Tiefe von  $t_{tb} = 100\text{mm}$  verwendet werden. Daraus ergibt sich ein Volumen von  $V_{tb} = l_{tb} \times b_{tb} \times t_{tb} = 300\text{mm} \times 110\text{mm} \times 100\text{mm} = 3300000\text{mm}^3 = 3,3\text{dm}^3$ . Hieraus resultiert eine maximal zur Verfügung stehende Rührmenge von 3,3L. Das bisher eingesetzte Rührgerät erscheint demnach durchaus als ausreichend. Um dies zu zeigen, wurde versuchsweise ein Glasbehälter mit einem Fassungsvermögen von 2L mit einer vergleichsweise hochviskosen Polymerlösung gefüllt und getestet, ob der Magnetrührer den Magnetfisch in der Polymerlösung ausreichend in Bewegung versetzen kann. Der Magnetrührer hatte keinerlei Probleme die hochviskose Polymerlösung zu mischen. Der Rührer hat auch den Vorteil, dass er mit einer Heizplatte ausgestattet ist. Dadurch kann der Prozess der Homogenisierung beschleunigt werden, indem die Polymerlösung temperiert wird. In den Versuchsstand soll somit die bereits vorhandene Rührvorrichtung integriert werden.

### 4.3.4 Der pneumatische Schwenkantrieb

Zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters soll ein pneumatischer Schwenkantrieb zum Einsatz kommen. Nach einer Recherche über derzeit auf dem Markt erhältliche Modelle hat sich, bezüglich der Abmessungen, der Integriermöglichkeit in den Versuchsaufbau und der Kosten, das Schwenkmodul DSM der Firma Festo AG & Co. KG als geeignet herausgestellt. Die Abbildung 4-27 zeigt diesen Schwenkantrieb.



*Abb. 4-27: Verwendetes pneumatisches Schwenkmodul, bearbeitet mit Pro Engineer Wildfire 4.0 [26]. Zu sehen ist das Schwenkmodul DSM-40-270-P1-FW-A-B der Firma Festo AG & Co. KG.*

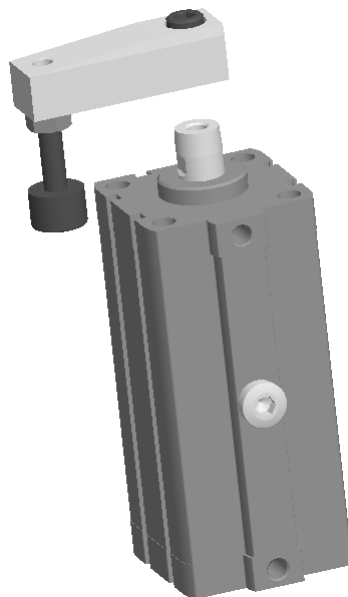
Bei dem Schwenkmodul DSM handelt es sich um einen doppelwirkenden Schwenkantrieb mit Schwenkflügel. Ein Schwenkwinkel von maximal  $270^\circ$  kann stufenlos eingestellt werden. Abhängig von den jeweiligen Anforderungen kann dieser hinsichtlich der Baugröße und dem Anschlagssystem beliebig konfiguriert werden. Zur Montage des Deckels an den Schwenkantrieb stehen zwei Optionen zur Verfügung: Zapfenwelle und Flanschwelle. Die Variantenvielfalt kann der technischen Dokumentation entnommen werden. [26]

Bei der Konstruktion des Versuchsstandes müssen bezüglich des angeführten Schwenkantriebes zwei Details beachtet werden: Zum einen dürfen die mitgelieferten Dämpfungselemente nur als Anschlagssystem verwendet werden, falls die Deckelkonstruktion eine in der Dokumentation tabellierte Massenträgheit nicht überschreitet. Andernfalls sind externe Anschläge zu verwenden. Zum anderen ist das Drehmoment des Antriebes auf maximal 40Nm (bei 6bar) beschränkt. Daher ist bei der konstruktiven Umsetzung nachzuweisen, dass dieses Drehmoment ausreicht, die Schwenkbewegung der

Deckelkonstruktion zu realisieren. Auf dies wird im Rahmen der Konstruktion und Auslegung des Schließmechanismus im Detail eingegangen. [26]

### 4.3.5 Der pneumatische Spannzyylinder

Zur Gewährleistung einer ausreichenden Abdichtwirkung ist es erforderlich, dass das verwendete Dichtmaterial durch Krafteinwirkung entsprechend verpresst wird. Der oben diskutierte Schwenkantrieb ist diesbezüglich nicht geeignet, da die erforderliche Mindestpresskraft zur Abdichtung ein Vielfaches der, durch den Schwenkantrieb, mittels Moment, übertragenen Hebelkraft entspricht. Daher ist eine zusätzliche Komponente erforderlich, die diese Kraft aufbringen kann. Im Rahmen des konzeptionellen Lösungsentwurfs wurde auf diese Funktion, sowie auf verschiedene Ansätze zur Lösung dieser Funktion bereits eingegangen. Am geeignetsten erscheint hier der Einsatz eines pneumatischen Spannzyinders. Dieser wird ebenfalls von der Firma Festo AG & Co. KG angeboten. Die Abbildung 4-28 zeigt den ausgewählten Spannzyylinder.



**Abb. 4-28:** *Verwendeter Pneumatischer Spannzyylinder, bearbeitet mit Pro Engineer Wildfire 4.0 [28]. Zu sehen ist das pneumatische Spannelement CLR-63-20-L-P-A-K11-R8 der Firma Festo AG & Co. KG.*

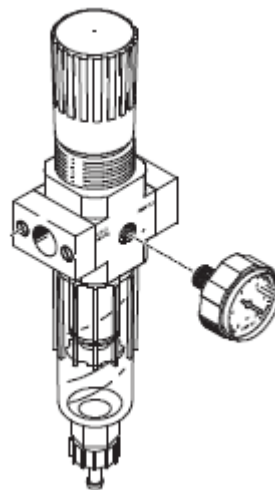
Die zur Verfügung stehenden Varianten sind der technischen Dokumentation zu entnehmen [28]. Auf die Auslegung sowie die Montagemöglichkeit dieses Spannzyinders, wird im Rahmen der Auslegung und Konstruktion der Spannvorrichtung in einem späteren Kapitel im Detail eingegangen.

### 4.3.6 Komponenten der Druckluftstrecke

Da bei der Umsetzung der Tauchvorrichtung pneumatische Komponenten zum Einsatz kommen, ist eine Druckluftstrecke im Versuchsaufbau vorzusehen. Im Folgenden soll auf die erforderlichen Komponenten zur Umsetzung der Druckluftstrecke eingegangen werden:

#### **Druckregelventil:**

Um den Druck, der vom Kompressor erzeugten Druckluft, auf den Betriebsdruck der pneumatischen Elementen zu reduzieren, ist eine Druckregelventil erforderlich. Die Abbildung 4-29 zeigt das verwendete Modell der Firma Festo AG & Co. KG. Dieses dient zusätzlich als Filtereinheit. Dabei werden Partikel ab einer Größe von 40µm herausgefiltert, um den pneumatischen Komponenten eine möglichst reine Luft bereitstellen zu können. Ein montierbares Manometer dient der Überwachung des eingestellten Betriebsdruckes.



*Abb. 4-29: Filterregelventil LFR-1/4-D-MINI-A der Firma Festo AG & Co. KG [30]. Ein montierbares Manometer ermöglicht die Überwachung des erforderlichen Betriebsdruckes. Ein Filter reinigt die Luft vor Eintritt in die pneumatischen Komponenten.*

#### **Steckverbinder und Verschlauchung:**

Zur Verbindung der einzelnen Komponenten miteinander, ist eine entsprechende Verschlauchung erforderlich. Durch den Einsatz von Kupplungsstecker und Schlauchverschraubungen ist diese relativ einfach umzusetzen. Bei der Auswahl des Druckluftschlauches wurde berücksichtigt, dass dieser gegen die eingesetzten Lösemittel chemisch beständig ist, sodass dieser unbedenklich im Gefahrstoffarbeitsplatz eingesetzt werden kann. Die Abbildung 4-30 zeigt die verwendeten Kupplungen und Steckverbindungen, sowie den verwendeten Druckluftschlauch.

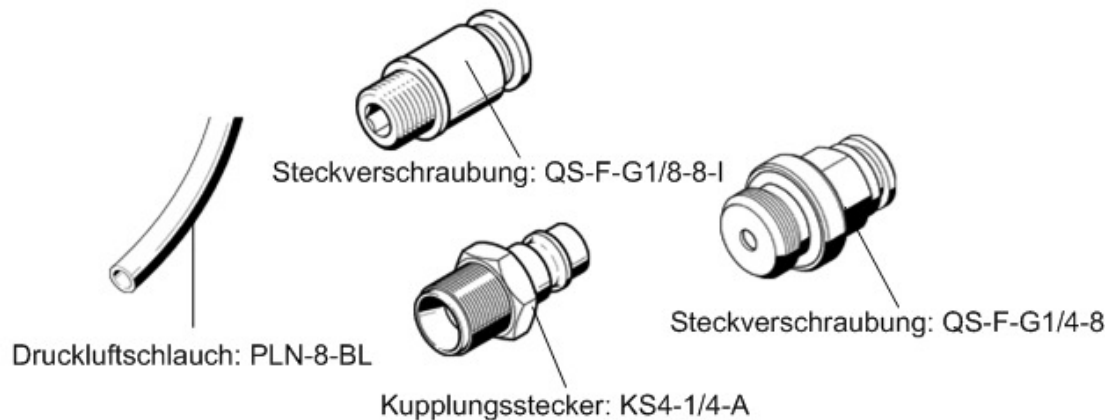


Abb. 4-30: *Verwendete Verbindungstechnik der Firma Festo AG & Co. KG [31].* Kupplungen und Steckverschraubungen ermöglichen eine einfache Verbindung der Komponenten untereinander.

### Magnetventil und Schalldämpfer:

Zur Steuerung der Schließ- und Spannbewegung der beiden verwendeten Arbeitselemente sollen elektrisch betätigte Wegeventile verwendet werden. Da es sich bei dem Schwenkantrieb DSM und dem Spannzylinder CLR um doppelwirkende Zylinder handelt, ist der Einsatz eines 5/3-Wegeventil empfehlenswert. Um den Geräuschpegel beim Austritt der Luft aus dem Magnetventil zu senken, sind Schalldämpfer am Ventil anzubringen. Die im Versuchsaufbau eingesetzten Magnetventile samt Schalldämpfer sind in der Abbildung 4-31 dargestellt.

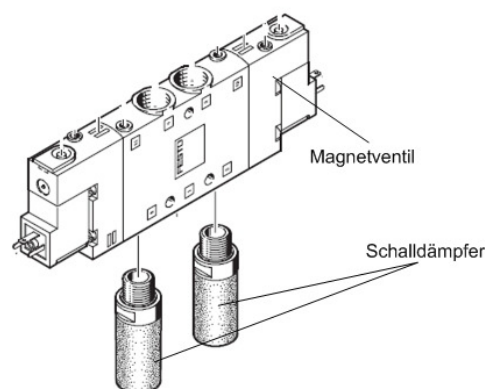
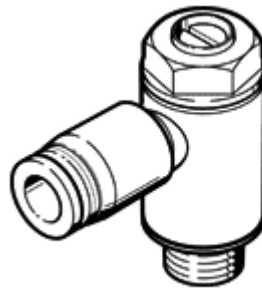


Abb. 4-31: *Magnetventil CPE14-M1BH-5J-1/8 der Firma Festo AG & Co. KG [32].* Die Schalldämpfer reduzieren den Geräuschpegel beim Austritt der Luft aus dem Magnetventil.

**Drosselrückschlagventil:**

Um die Geschwindigkeit der pneumatischen Komponenten einstellen zu können, sind Drosselventile erforderlich. Diese sperren oder drosseln den Volumenstrom und steuern somit die Luftdurchflussmenge. Wird zusätzlich ein Rückschlagventil parallel geschaltet, dann wird in einer Richtung der Durchfluss begrenzt, und in der entgegengesetzten Richtung mit maximalem Durchfluss gearbeitet. Die Abbildung 4-32 zeigt das verwendete Modell der Firma Festo AG & Co. KG. [18]

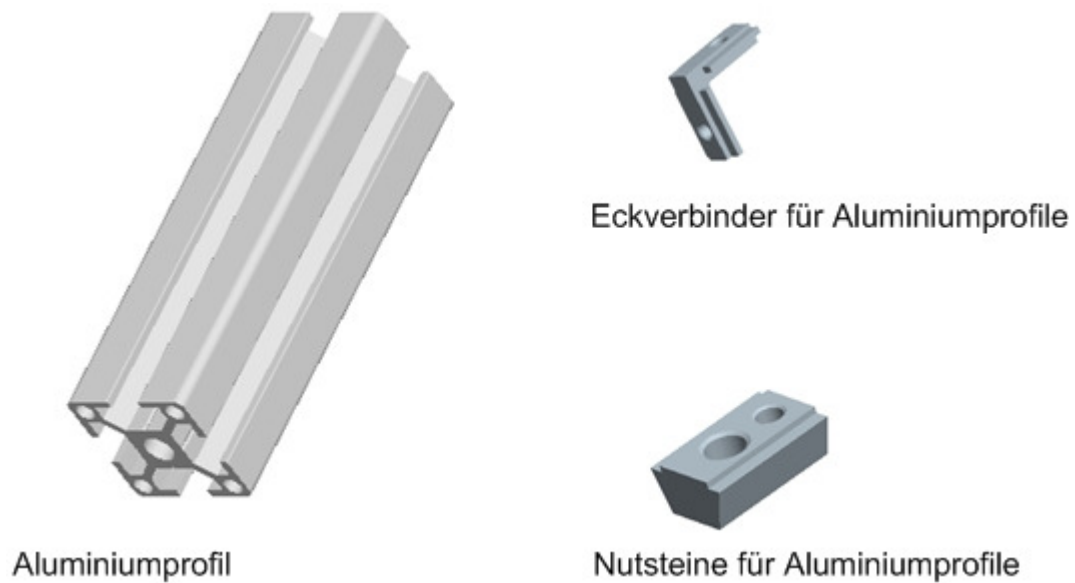


*Abb. 4-32: Drosselrückschlagventil GRLA-1/8-QS-8-D der Firma Festo AG & Co. KG [29]. Über das Gewinde ist es möglich, das Drosselrückschlagventil direkt an den pneumatischen Arbeitselementen zu installieren.*

**4.3.7 Aluminiumprofile und Verbindungselemente**

Zur Bereitstellung des Grundgerüsts der Tauchvorrichtung sollen Aluminiumprofile eingesetzt werden. Diese sind in beliebiger Länge und Form bei zahlreichen Herstellern erhältlich. Auch Durchgangs- oder Gewindebohrungen können optional an beliebiger Stelle vorgesehen werden. Des Weiteren gibt es zahlreiche Verbindungselemente für die Aluminiumprofile, sodass die Montage der einzelnen Komponenten des Versuchsstands möglich ist. Die Abbildung 4-33 zeigt beispielhaft ein Aluminiumprofil sowie relevante Verbindungselemente der Aluminiumprofile.





**Abb. 4-33: Aluminiumprofile und Verbindungselemente für Aluminiumprofile der Firma Misumi Europa GmbH, bearbeitet mit Pro Engineer Wildfire 4.0 [65].** Zu sehen ist beispielhaft ein Aluminiumprofil beliebiger Länge, sowie die zwei folgenden Verbindungselemente: Eckverbinder zur Verbindung der Aluminiumprofile untereinander, sowie Nutsteine zur Verbindung der konstruierten Komponenten mit den Aluminiumprofilen.

#### 4.4 Auswahl eines geeigneten Viskosimeters

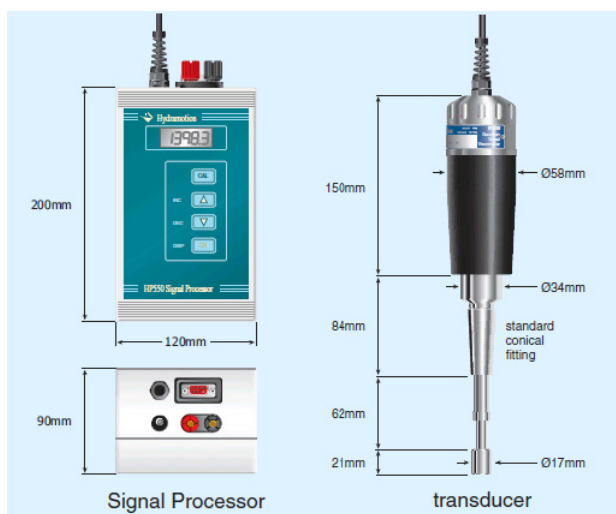
Um eine reproduzierbare Qualität der getauchten Pumpkammern zu gewährleisten, ist es erforderlich, die Viskosität der Polymerlösung zu ermitteln. Die derzeit auf dem Markt erhältlichen Viskosimeter unterscheiden sich insbesondere durch das zu Grunde liegende Messprinzip. Aber auch der Einsatzzweck wird bereits bei der Entwicklung der Messgeräte berücksichtigt. So gibt es einerseits Viskosimeter, die mittels geeigneter Montagemöglichkeiten speziell zur Prozesskontrolle entwickelt wurden (Prozessviskosimeter). Auf der anderen Seite werden Laborviskosimeter angeboten, die es ermöglichen, Proben stichprobenartig zu messen. Aufgrund der Vielzahl derzeit am Markt erhältlicher Viskosimeter sollen daher zur Entscheidungsfindung zunächst die Anforderungen an das zu beschaffende Viskosimeter formuliert werden. Anschließend sollen diese Anforderungen dazu dienen, die in den Abbildungen 4-34, 4-35 und 4-36 angeführten Viskosimeter der unterschiedlichen Hersteller bezüglich der Tauglichkeit zu bewerten.

### Anforderungen an das Viskosimeter:

- Hohe Genauigkeit der Viskositätsmessung.
- Abdeckung eines möglichst großen Messbereiches.
- Einfache Integriermöglichkeit in die Tauchvorrichtung.
- Durchführung von Labormessungen.
- Durchführung von Viskositätsmessungen über einen längeren Zeitraum.
- Bereitstellung einer Schnittstelle.
- PC-Software zur Messung und Auswertung der Messdaten.
- Möglichst geringe Abmessungen.
- Angemessenes Preis-/Leistungsverhältnis.

### Ausgewählte, auf dem Markt erhältliche Viskosimeter:

Prozessviskosimeter der Firma Collotec Meßtechnik GmbH:

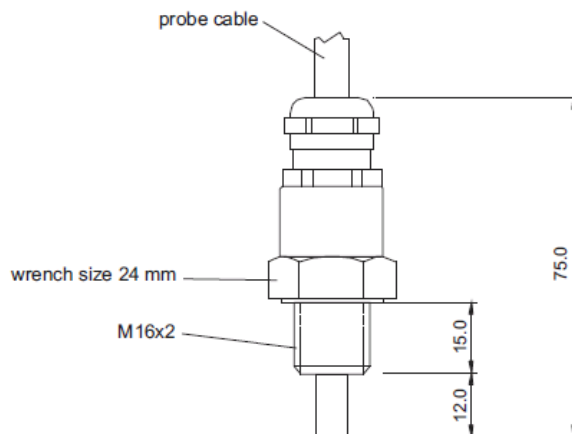


Einsatzzweck:	Prozessviskosimeter
Genauigkeit:	+/-1%
Messbereich:	bis 500.000mPas
Integriermöglichkeit:	Sehr gut
Labormessungen:	Nein
Kontinuierliche Messungen:	Ja
Schnittstellen:	Analog und Digital
PC Auswertesoftware:	Nein
Abmessungen:	Vgl. Abbildung
Kosten:	13.150,00 Euro

Abb. 4-34: Prozessviskosimeter der Firma Collotec Meßtechnik GmbH [16]. Zu sehen sind die Abmessungen des Viskosimeters sowie die technischen Details bezüglich der angeführten Anforderungen.

*Prozessviskosimeter der Firma F5 Technologie GmbH:*

Einsatzzweck:	Prozessviskosimeter
Genauigkeit:	< +/-1%
Messbereich:	bis 500.000mPas
Integriermöglichkeit:	Sehr gut
Labormessungen:	Nein
Kontinuierliche Messungen:	Ja
Schnittstellen:	Analog und Digital
PC Auswertesoftware:	Ja
Abmessungen:	300 x 360 x 160mm Messkopf: s. Abb.
Kosten:	9.210,00 Euro



**Abb. 4-35: Prozessviskosimeter der Firma F5 Technologie GmbH [25].** Zu sehen sind unter anderem die Abmessungen des Messkopfes des Viskosimeters sowie die technischen Details bezüglich der angeführten Anforderungen.

*Laborviskosimeter der Firma Thermo Scientific Ltd. & Co. KG:*

Einsatzzweck:	Laborviskosimeter
Genauigkeit:	Abhängig von der Messeinrichtung (zwischen +/-1% und +/-5%)
Messbereich:	bis 10 <sup>7</sup> mPas
Integriermöglichkeit:	gut
Labormessungen:	Ja
Kontinuierliche Messungen:	Ja
Schnittstellen:	Digital (RS232)
PC Auswertesoftware:	Ja
Abmessungen:	Abhängig von der Messeinrichtung
Kosten:	9.744,00 Euro

**Abb. 4-36:** Prozessviskosimeter der Firma Thermo Scientific Ltd. & Co. KG [79]. Zu sehen sind das Viskosimeter mit unterschiedlichen Messeinrichtungen sowie die technischen Details zu den angeführten Anforderungen.

### **Bewertung der vorgestellten Viskosimeter:**

Im Folgenden soll mittels gewichteter Punktbewertung ermittelt werden, welches der vorgestellten Messgeräte, bezüglich der gestellten Anforderungen, das geeignetste Viskosimeter ist. Dazu werden zunächst die Anforderungen mittels progressiv verteilter Gewichtung hinsichtlich deren Relevanz beurteilt (1: geringe Wichtigkeit, 3: mittlere Wichtigkeit, 9: sehr große Wichtigkeit). Danach werden die einzelnen Viskosimeter bezüglich der Erfüllung der einzelnen Anforderungen mit einer einfachen Punktbewertung eingeschätzt. Hierbei wurden Zahlen von 1 (erfüllt die Anforderungen unzureichend) bis 5 (erfüllt die Anforderung vollständig) vergeben. Durch Multiplikation der vergebenen Gewichtung mit den vergebenen Zahlenwerten, erhält man die gewichtete Beurteilung der einzelnen Anforderungen. Durch anschließende Aufsummierung dieser Zahlenwerte innerhalb einer

Zeile erhält man die Grundlage zur Ermittlung der Rangfolge. Diese Vorgehensweise wird in der Abbildung 4-37 dargestellt. [56]

	Genauigkeit	Messbereich	Integriermöglichkeit	Labormessung	Kontinuierliche Messung	Schnittstellen	PC-Auswertungssoftware	Abmessungen	Kosten	Summe	Rang
Gewichtung	3	9	3	9	3	9	9	1	3		
Collotec	5 15	3 27	5 15	1 9	5 15	5 45	1 9	4 4	1 3	142	3
F5 Technologie	5 15	3 27	5 15	1 9	5 15	5 45	3 27	5 5	5 15	173	2
Haake	3 9	5 45	3 9	5 45	3 9	4 36	5 45	2 2	3 9	209	1

**Abb. 4-37: Gewichtete Punktbewertung zur Auswahl des optimalen Viskosimeters.** Zu sehen sind die Gewichtungsfaktoren der einzelnen Anforderungen an das Viskosimeter (1: geringe Wichtigkeit, 3: mittlere Wichtigkeit, 9: sehr hohe Wichtigkeit). Zu sehen ist ebenfalls das Ergebnis der einfachen Punktbewertung der verschiedenen Viskosimeter. Dabei sind Werte zwischen 1 (erfüllt die Anforderungen unzureichend) und 5 (erfüllt die Anforderung vollständig) vergeben worden. Durch Aufsummieren der gewichteten Bewertung erhält man die Gesamtsumme und dadurch die Rangfolge bezüglich der Eignung.

### Auswahl:

Obwohl das Viskosimeter der Firma Haake Scientific Ltd. & Co. KG, bezüglich der konstruktiven Umsetzung aufwendiger in die Versuchsanordnung zu integrieren ist, hat sich dieses Gerät insbesondere aus dreierlei Gründen gegenüber den anderen Messgeräten durchgesetzt:

Zum einen deckt es durch die zahlreichen zur Verfügung stehenden Messeinrichtungen jeden erdenklichen, zu messenden Viskositätsbereich ab. Für die verschiedenen Messbereiche können gegebenenfalls spezielle Messeinrichtungen nachgekauft werden. Dies erscheint wichtig, da derzeit kein Viskosimeter zur Verfügung steht und so keinerlei quantitative Aussagen über den Viskositätsbereich der verwendeten Polymerlösungen gemacht werden

können. Der Bereich kann lediglich durch den Einsatz von Vergleichstabellen abgeschätzt werden.

Zum anderen kann es insbesondere auch als Laborviskosimeter eingesetzt werden. Es ist dadurch hinsichtlich der Anwendungsmöglichkeiten nicht beschränkt auf den Einsatz im Rahmen des Versuchsstandes, sondern kann für weitere Anwendungen verwendet werden.

Letztendlich wird die mitgelieferte Mess- und Auswertesoftware, im Vergleich zu den beiden anderen angeführten Messgeräten, als deutlich komfortabler und qualitativ hochwertiger eingeschätzt. Diese kann mittels Messrechner über eine RS232-Schnittstelle bedient werden. Daher soll das Viskosimeter der Firma Haake Scientific Ltd. & Co. KG beschafft und in die Tauchvorrichtung integriert werden.

## **4.5 Auswahl der Dichtverbindung**

Damit ein unerwünschtes Ausdampfen des Lösemittels ausgeschlossen werden kann, sind die einzelnen Bauteile der Tauchvorrichtung luftdicht zu verbinden. Um dies zu realisieren, sind Abdichtstellen konstruktiv vorzusehen. Nachfolgend werden daher prinzipielle Lösungsansätze zur Abdichtung vorgestellt und mögliche Dichtungsmaterialien diskutiert. Anschließend sollen diese kritisch bewertet und eine Auswahl getroffen werden.

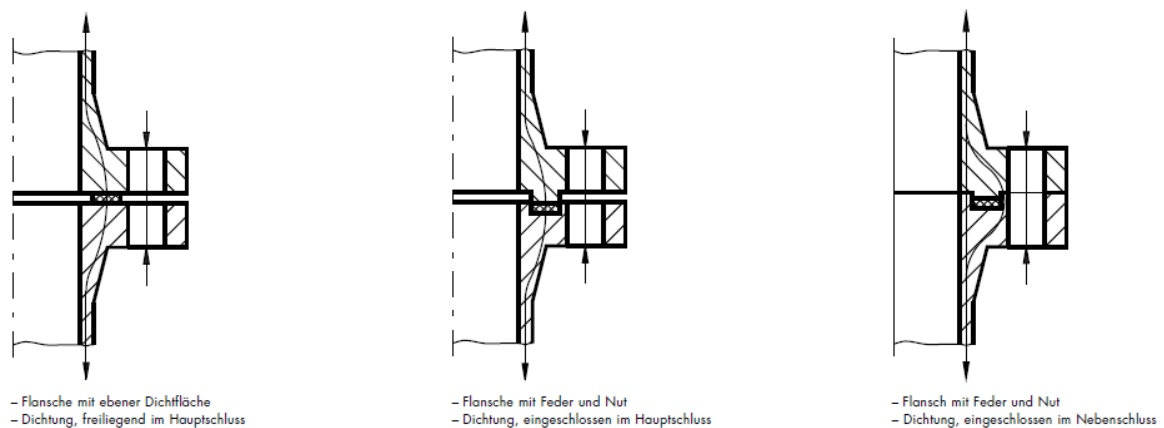
### **4.5.1 Auswahl der Dichtungsart**

Hinsichtlich der Dichtungsart wird im Allgemeinen unterschieden zwischen ruhenden Dichtungen, also Dichtverbindungen zwischen Bauteilen, die sich zueinander nicht bewegen und den sogenannten Bewegungsdichtungen. Bewegungsdichtungen dichten zwischen Bauteilen, die sich relativ zueinander bewegen. Zur konstruktiven Umsetzung der Tauchvorrichtung werden ausschließlich statische Dichtverbindungen benötigt. Der Tauchbehälterdeckel wird zwar auf das Tauchgefäß mittels pneumatischen Antriebs geschwenkt, dieser kann jedoch in geschlossenem Zustand als statisch betrachtet werden. Daher beschränkt sich dieses Kapitel auf die Diskussion folgender statischer Dichtungen: [1, 53]

#### **Flachdichtungen:**

Flachdichtungen finden ausschließlich als statische Abdichtungen Verwendung. Die Haupteinsätze sind Abdichtungen von Flanschen, Behältern, Gehäusen und Deckeln.

Abhängig von den unterschiedlichen Anwendungen gibt es eine Vielzahl spezieller Dichtungswerkstoffe, die in allen erdenklichen Abmessungen erhältlich sind. Bei der Auswahl sind Flansch, Schrauben und Dichtung stets in ihrem Zusammenwirken zu betrachten, um eine ausreichende Abdichtung garantieren zu können. Dies bedeutet, dass bei der Auswahl der Dichtung exakt definierte Kräfte der Flanschverbindung, sowie genau vorgegebene geometrische Abmessungen der Dichtung eingehalten werden müssen, um eine ausreichende Dichtwirkung zu erzeugen. Flachdichtungen können auf verschiedene Weise konstruktiv berücksichtigt werden: Liegt die Dichtung im Krafthauptschluss, so laufen sämtliche Kräfte über die Dichtung, das heißt die Dichtung hat sowohl die Aufgabe, die Kräfte von Flansch zu Flansch zu übertragen, als auch die optimale Dichtwirkung zu erzeugen. Liegt die Dichtung im Kraftnebenschluss, so befindet sich die Dichtung außerhalb des Kraftschlusses. Die beiden Funktionen werden dadurch getrennt. Die Abbildung 4-38 zeigt drei mögliche Einbauarten von Flachdichtungen. [2]

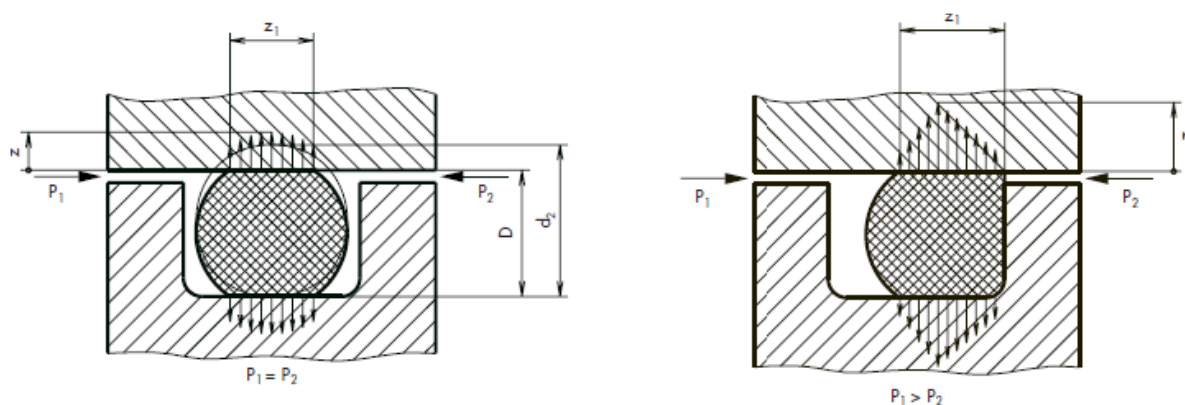


**Abb. 4-38: Einbauarten von Flachdichtungen [2].** Zu sehen sind: Eine Flanschverbindung, bei der sich die Dichtung freiliegend im Hauptschluss befindet, eine im Hauptschluss eingeschlossene Dichtung, sowie eine Dichtverbindung im Kraftnebenschluss.

Der Dichtvorgang bei Flachdichtungen beruht auf drei verschiedenen Wirkungsbereichen: Der mechanische Wirkungsbereich ist definiert durch die Schraubenkräfte, die äußeren Kräfte, die Innendruckkräfte, sowie der Dichtungskraft. Der makroskopische Wirkungsbereich resultiert aus der Verpressung und der Strukturänderung des Dichtungswerkstoffes. Die Oberfläche der Dichtung muss sich bis zu einem bestimmten Grad der Oberflächenstruktur des Flansches anpassen. Dabei sind bestimmte undichte Wege noch vorhanden. Die eigentliche Dichtwirkung wird bestimmt durch den mikroskopischen Wirkungsbereich. Hierbei muss gewährleistet sein, dass die verbleibenden Spalten und Kanäle klein genug sind, damit das abzudichtende Medium über diese nicht austreten kann. [2]

### Profildichtungen:

Der Runddichtring (O-Ring) ist nach wie vor das Dichtelement mit dem besten Preis-/Leistungsverhältnis und ist gekennzeichnet durch folgende Vorteile: Leichte Montage und Wartung, kleiner Einbauraum, axial oder radial abdichtend einsetzbar, sowie hohe Dichtheit. Der O-Ring ist ein endloser, kreisförmiger Ring mit rundem Querschnitt, der mit engen Toleranzen und hoher Oberflächengüte gefertigt wird. Durch die große Auswahl verfügbarer Dimensionen sowie der großen Werkstoffauswahl ist der O-Ring für eine Vielzahl von Abdichtungsproblemen die ideale Lösung. O-Ringe funktionieren nach dem folgenden Prinzip: Elastomere verhalten sich wie hochviskose Flüssigkeiten. Ein auf sie ausgeübter Druck pflanzt sich praktisch mit gleicher Stärke in alle Richtungen fort. Die durch den Einbau des O-Ringes in radialer und axialer Richtung hervorgerufenen Anpresskräfte werden vom abzudichtenden Mediumdruck überlagert. Es entsteht eine Gesamtdichtpressung, die mit steigendem Mediumdruck zunimmt. Man spricht daher auch von einem doppelwirkenden Dichtelement. Die Abbildung 4-39 verdeutlicht dieses Funktionsprinzip. [3, 1]



**Abb. 4-39: Funktionsprinzip von O-Ringen [3].** Die maximale Dichtpressung  $z$  und die O-Ring-Auflage  $z_1$  sind Funktionen des O-Ring Schnurdurchmesser  $d_2$ , der O-Ring Härte, der gewählten Verpressung  $(d_2-D)$  und der Druckdifferenz  $(P_1-P_2)$ .

O-Ringe können ruhend oder bewegt eingesetzt werden. Bei der statischen Abdichtungsart kann der O-Ring axial dichtend als Flansch- oder Deckelabdichtung eingesetzt werden. Die Abdichtwirkung wird durch Verformung des Dichtmaterials erreicht, wodurch eine Querschnittveränderung der Rundschnur resultiert. Um eine ausreichende Dichtwirkung zu garantieren, ist demnach eine bestimmte Mindestverpressung erforderlich. Die erforderliche Kraft zur Verpressung des jeweiligen Dichtmaterials um einen definierten Prozentsatz, ist in Diagrammen tabelliert und kann relativ einfach berechnet werden. Zur Verpressung des Dichtmaterials gibt es im Allgemeinen zwei Ansätze: Zum einen kann die Verpressung über die Kraft erfolgen. Das heißt der Ring wird beispielsweise zu 10% durch eine entsprechende



Kraft verpresst, während die Nut auf eine Verpressung von 20% ausgelegt wird. Hierbei spielen die Toleranzen des O-Rings eine untergeordnete Rolle. Zum anderen kann die Verpressung über den Weg erfolgen, das bedeutet Formschluss der beiden axial verpressten Platten. Hierbei ist insbesondere auf die Einhaltung der Toleranzen zu achten. [1]

### **Auswahl:**

Der Einsatz von O-Ringen hat im Vergleich zu Flachdichtungen die im Folgenden angeführten Vorteile, und soll daher zur Abdichtung der Tauchvorrichtung verwendet werden: [1]

- O-Ringe benötigen zur Abdichtung, im Vergleich zu Flachdichtungen, relativ geringe Mindestpreßkräfte. So muss beispielsweise bei der Verwendung einer PTFE-Flachdichtung eine Flächenpressung von  $20 \frac{N}{mm^2}$  gewährleistet werden, während für einen O-Ring aus EPDM mit einer Härte von 70Shore bei einer Verpressung von 10% lediglich eine Linienpressung von circa  $1,5 \frac{N}{mm}$  erforderlich ist.
- Die Auslegungsrechnung von O-Ringen ist deutlich einfacher durchzuführen, als bei Flachdichtungen. Während Flachdichtungen eine umfangreiche Berechnung hinsichtlich der geometrischen Abmessungen der Dichtung, der Dichtpressung, Schrauben-Anzugsmomenten usw. erfordern, ist bei O-Ringen lediglich nachzuweisen, dass dieser durch Aufbringen einer Presskraft um einen bestimmten Prozentsatz verpresst wird, und die erforderlichen Toleranzen eingehalten werden. Dazu liefern tabellierte Richtwerte die Berechnungsgrundlage.

## **4.5.2 Auswahl des Dichtungsmaterials**

### **Theorie und Anforderungen:**

Um die ideale Dichtungslösung für den jeweiligen Einzelfall zu finden, ist neben der Auswahl der Dichtungsart und der entsprechenden konstruktiven Umsetzung, die Materialauswahl von entscheidender Bedeutung. Insbesondere die zahlreichen, derzeit auf dem Markt erhältlichen Elastomere mit den unterschiedlichsten Eigenschaften bieten für nahezu jeden Anwendungsfall eine geeignete Lösung. Jedoch sind auch diese nicht uneingeschränkt nutzbar. So können äußere Einflüsse, wie beispielsweise unterschiedliche Medien, Ozon, Sauerstoff, Druck oder Temperatur die Materialeigenschaften und somit das Dichtverhalten verändern. Durch diese Einflüsse können Elastomere schrumpfen, quellen, verhärten, rissig werden oder brechen. Bei der Auswahl des Dichtungsmaterials zur Abdichtung der Tauchvorrichtung sind daher insbesondere folgende Aspekte zu berücksichtigen: [3, 1]

- Chemische Beständigkeit des Dichtungsmaterials gegen die verwendeten Lösemittel.

- Geringe Härte des Dichtungsmaterials, damit eine möglichst geringe Presskraft zur Verformung des Materials ausreicht.
- Einsatztauglichkeit bei Raumtemperatur und Normaldruck.

### **Auswahl geeigneter Dichtungsmaterialien:**

Für den Einsatz des Dichtungsmaterials bei Raumtemperatur und Normaldruck können alle Elastomere bedenkenlos eingesetzt werden. Bezüglich der Härte stehen bei den meisten Dichtungswerkstoffen verschiedene Varianten zur Verfügung. So bieten Hersteller beispielsweise einen EPDM-Dichtring in folgenden Shore Härten an: 60Shore, 70Shore und 90Shore. Als besonders kritisch bei der Auswahl des Materials hat sich allerdings die chemische Beständigkeit des Dichtungsmaterials herausgestellt. Denn die meisten Elastomere sind nicht beständig gegen die verwendeten Lösemittel. So können zur Abdichtung der Polymerlösung aufgrund der eingesetzten aggressiven Lösemittel nur wenige Elastomere verwendet werden. Diese sollen im Folgenden kurz angeführt werden: [3, 1]

#### *FFKM (Perfluor Elastomer):*

Perfluor Elastomere zeichnen sich insbesondere durch deren sehr gute, universelle chemische Beständigkeit aus. Diese weisen niedrigste Quellwerte in praktisch allen Medien auf. Die hervorragende Temperatur-, Ozon-, Witterungs- und Alterungsbeständigkeit sind häufig ausschlaggebend für den Einsatz dieses Werkstoffes. FFKM findet insbesondere in der Chemie- und Prozesstechnik Anwendung, sowie überall dort, wo aggressive Medien und hohe Temperaturen eingesetzt werden. Hinsichtlich der chemischen Beständigkeit sind diese Elastomere daher ideal geeignet zur Abdichtung der Tauchvorrichtung. [3, 1]

#### *FEP (Perfluorethylenpropylen) umhüllter O-Ring:*

Eine weitere Möglichkeit, die Abdichtstellen für die Tauchvorrichtung zu realisieren, ist der Einsatz von FEP umhüllten O-Ringen. Dies sind Dichtelemente, die in einer idealen Art und Weise die elastischen Eigenschaften von Elastomer O-Ringen und die chemische Widerstandsfähigkeit von FEP vereinen. Durch die sehr gute chemische Beständigkeit des FEP-Mantels gegenüber den verwendeten Lösungsmitteln, könnten diese bedenkenlos im Versuchsaufbau eingesetzt werden. [3, 1]

#### *EPDM (Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk):*

EPDM ist ein häufig eingesetzter Standarddichtwerkstoff mit sehr guter Ozon-, Alterungs- und Witterungsbeständigkeit. EPDM-Elastomere besitzen eine gute Chemikalienbeständigkeit

gegenüber einer Vielzahl gängiger Lösemittel. Die zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern verwendeten Lösemittel sind zwar in den Beständigkeitslisten der Dichtungshersteller aufgeführt und als „einsetzbar“ gekennzeichnet. Jedoch sollte zur Sicherheit bei der Auswahl von EPDM als Dichtungswerkstoff zunächst ein chemischer Beständigkeitstest durchgeführt werden. [3, 1]

#### **Auswahl:**

Wie bereits erwähnt, ist FFKM der optimale Dichtungswerkstoff bezüglich der chemischen Beständigkeit gegenüber aggressiven Medien. Jedoch sind die Anschaffungskosten für dieses Dichtmaterial immens hoch. Durch die relativ großen Abmessungen der erforderlichen Dichtverbindungen, sowie der Vielzahl benötigter Dichtungen zur Umsetzung der Tauchvorrichtung, ist die Anschaffung dieses Werkstoffes aus Kostengründen nicht gerechtfertigt. Auch FEP umhüllte O-Ringe sind im Vergleich zu O-Ringen aus EPDM vergleichsweise kostenintensiv. Des Weiteren müsste bei diesen eine minimale Oberflächengüte von  $R_a = 0,8\mu\text{m}$  konstruktiv berücksichtigt werden. Dies würde fertigungsbedingt die Kosten zusätzlich erhöhen. Daher sollen insbesondere aus Kostengründen die Dichtverbindungen mittels EPDM umgesetzt werden. Der empfohlene Beständigkeitstest der EPDM-Rundschnur gegenüber den verwendeten Lösemitteln wird im Kapitel 5 beschrieben. [1]

## **4.6 Auswahl des Konstruktionswerkstoffes für die Tauchvorrichtung**

### **Anforderungen an den Werkstoff:**

Bezüglich der Auswahl des Konstruktionswerkstoffes sind insbesondere folgende Anforderungen an den Werkstoff zu berücksichtigen:

- Beständigkeit des Konstruktionswerkstoffes des Tauchgefäßes gegen die verwendeten Lösemittel.
- Keine Abgabe toxischer Substanzen vom Werkstoff des Tauchbehälters an die Polymerlösung.
- Aufwandsarme konstruktive Umsetzung.
- Geringe Kosten für Sonderanfertigungen.
- Geringes Gewicht zur Einsparung von beispielsweise Energiekosten.
- Möglichst einheitlicher Konstruktionswerkstoff für alle erforderlichen Bauteile.

**Mögliche Konstruktionswerkstoffe:***Vor- und Nachteile des Konstruktionswerkstoffes Glas:*

Im Rahmen der Anforderungsklä rung hat sich ergeben, dass es vorteilhaft wäre, den Tauchbehälter aus Glas zu konstruieren. Der Einsatz von Glas hätte zweierlei Vorteile: Einerseits ist Glas nicht nur beständig gegen die verwendeten Lösemittel, sondern geht insbesondere auch keinerlei Wechselwirkungen mit anderen Materialien ein. Durch die Eigenschaft von Glas, inert gegenüber allen anderen Materialien zu sein, wird dieser Konstruktionswerkstoff somit der Anforderung gerecht, dass keinerlei toxische Substanzen, vom Konstruktionswerkstoff ausgehend, an die Polymerlösung abgegeben werden. [14]

Andererseits vereinfacht die transparente Eigenschaft des Werkstoffes Glas die Bedienung des Roboters, da beispielsweise manuell gesteuerte Tauchkurven visuell durch den Bediener des Roboters überwacht werden könnten. Dies verringert auf der einen Seite das Risiko einer möglichen Beschädigung des Tauchbehälters durch fehlerhafte Steuerung des Roboters durch den Bediener. Auf der anderen Seite erleichtert die transparente Gestaltung des Tauchbehälters das Programmieren neuer Tauchkurven.

Jedoch hat sich nach einem persönlichen Gespräch mit einem Berater der Firma Glastechnik GmbH herausgestellt, dass die in der Anforderungsliste geforderten geometrischen Abmessungen des Tauchbehälters aus Glas, nur durch sehr hohen Aufwand hergestellt werden können. Möglich wäre der Einsatz von sogenannten Aquarien, das heißt vorgefertigte, rechteckige Glasgeometrien, die beispielsweise in eine metallische Vorrichtung eingehängt werden könnten, um dadurch der Anforderung nach einer modularen Tauchbehälterkonstruktion gerecht zu werden. Diese werden jedoch nicht in den geforderten Sonderabmessungen standardmäßig angeboten und sind daher bei Einzelanfertigungen bezüglich der Kosten uninteressant. Kosten und Aufwand könnten zwar durch den Einsatz rotationssymmetrischer Glasbehälter eingespart werden. Jedoch sind diese nicht konform mit den geometrischen Anforderungen an den Versuchsstand. Eine weitere Möglichkeit, die Transparenz des Tauchbehälters zu ermöglichen, wäre das Vorsehen eines Sichtfensters aus Glas in einer metallischen Vorrichtung. Hierbei sind allerdings weitere Dichtverbindungen zum Abdichten des Sichtfensters konstruktiv vorzusehen, welche die Konstruktion des Tauchbehälters deutlich erschweren und verteuern würden. [34]

Außerdem kritisch erscheint die Realisierung der Dichtverbindung zwischen Tauchbehälter und Deckel, welche erforderlich ist, um das Ausdampfen des Lösemittels vor und nach dem Tauchprozess zu verhindern. Glas kann zwar oberflächenbehandelt werden, allerdings wird diese Oberflächenbehandlung für ein ausreichendes Abdichten des Tauchbehälters durch

Verwendung eines geeigneten Deckels nicht empfohlen. Daher ist der Einsatz von beispielsweise Dichtschnüren notwendig. Diese können allerdings nur mit einer entsprechenden Nutkonstruktion verwendet werden. Insbesondere die Fertigung dieser Nut sowie das Vorsehen erforderlicher Radien am Tauchbehälter würden die Kosten der Fertigung des Tauchbehälters aus dem Werkstoff Glas deutlich erhöhen. [34]

#### *Die Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn:*

Aluminiumlegierungen eignen sich durch ihre zahlreichen Verarbeitungsmöglichkeiten hervorragend zur Konstruktion von Einzelanfertigungen. Durch die gute Zerspanbarkeit können aus dem Konstruktionswerkstoff beliebige Geometrien relativ kostengünstig konstruiert werden. Ein weiterer Vorteil von Aluminium ist die vergleichsweise geringe Dichte von  $2,7 \frac{g}{cm^3}$ . [53]

Daraus resultiert ein relativ geringes Gesamtgewicht der zu realisierenden Tauchvorrichtung, wodurch wiederum beispielsweise Energiekosten und die Kosten des Antriebs der Schließvorrichtung reduziert werden könnten. Bezüglich der Kosten und des konstruktiven Aufwandes ist der Einsatz einer Aluminiumlegierung zur Konstruktion des Tauchbehälters demnach durchaus geeignet.

Dennoch entstehen für die geforderten Abmessungen des Tauchbehälters relativ hohe Materialkosten, falls dieser mittels abtragender Fertigungsverfahren (z. B. Drehen oder Fräsen) hergestellt wird. Daher erscheint es bei der konstruktiven Umsetzung des Tauchbehälters aus einer Aluminiumlegierung vorteilhaft, diesen als Schweißkonstruktion auszuführen. Nach einer Recherche über die unterschiedlichen Eigenschaften des Konstruktionswerkstoffes Aluminium, hat sich die Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn aus zweierlei Gründen als besonders interessant herausgestellt: Zum einen ist die Legierung gut schweißbar und reduziert dadurch die Materialkosten zur Herstellung des Tauchbehälters. Zum anderen kann die Legierung unbedenklich bei Kontakt mit Lebensmitteln eingesetzt werden und ist durch eine sehr gute Korrosionsbeständigkeit gekennzeichnet. Die Tatsache, dass der Werkstoff, insbesondere auch im Bereich der Lebensmittelindustrie, im Behälterbau eingesetzt wird, lässt vermuten, dass keine toxischen Substanzen von der Aluminiumlegierung an die Polymerlösung abgegeben werden. [35]

#### *Der Konstruktionswerkstoff Stahl:*

Stahl hat vergleichbar gute Verarbeitungseigenschaften wie der Werkstoff Aluminium und dessen Legierungen und wird ebenfalls mit den unterschiedlichsten Eigenschaften auf dem Markt angeboten. So gibt es Stähle, die unter anderem resistent gegen die verwendeten

Lösemittel sind und keinerlei toxische Substanzen an die Polymerlösung abgeben. Auch bezüglich der konstruktiven Umsetzung, insbesondere der konstruktiven Realisierung der Dichtverbindungen, erscheint Stahl als gut geeignet zur Umsetzung des Tauchgefäßes. Ebenso ist es möglich, durch Einsatz abtragender Fertigungsverfahren, Einzelanfertigungen vergleichsweise kostengünstig fertigen zu lassen, da hierbei keine speziellen Werkzeuge zur Fertigung erforderlich sind, wie dies zum Beispiel bei der Verarbeitung von Polymeren der Fall ist. Jedoch hat Stahl eine vergleichsweise hohe Dichte von circa  $7-8 \frac{g}{cm^3}$ . Daher ist bezüglich des Gewichtes die Aluminiumlegierung dem Konstruktionsmaterial Stahl vorzuziehen. [53]

#### *Polymere als Konstruktionswerkstoff:*

Technische Kunststoffe als Konstruktionswerkstoffe gewinnen im Maschinenbau zunehmend an Bedeutung. Insbesondere aufgrund ihrer geringen Dichte von circa  $1 \frac{g}{cm^3}$  werden diese Werkstoffe insbesondere dort eingesetzt, wo es auf Gewichtseinsparung ankommt. Aber auch die zum Teile sehr gute Chemikalienbeständigkeit der verschiedenen Kunststoffe sprechen für den Einsatz dieser Werkstoffgruppe. Zahlreiche effektive, urformende Fertigungsverfahren stehen zur Verfügung, die sich insbesondere für die Massenproduktion von Bauteilen eignen. Diese Fertigungsverfahren setzen jedoch meist die Konstruktion spezieller, zum Teil sehr kostspieliger Werkzeuge voraus. Gerade Einzelanfertigungen können daher mit Polymeren häufig nur durch einen deutlich höheren Kostenaufwand realisiert werden.

#### **Bewertung der Werkstoffe und Auswahl:**

Im Folgenden wird der bezüglich der Anforderung am geeignetsten erscheinende Werkstoff zur Umsetzung der Tauchvorrichtung mittels gewichteter Punktbewertung ausgewählt. Die Abbildung 4-40 zeigt die Punktbewertung zur Auswahl des Konstruktionswerkstoffes unter Berücksichtigung der oben angeführten Aspekte, wie sie im Rahmen der Auswahl des Viskosimeters bereits vorgestellt wurde. Hierbei wird insbesondere auf die Anforderungen an das Material des Tauchbehälters eingegangen, da dieses bezüglich der Auswahl, aufgrund des direkten Kontaktes mit der Polymerlösung, die meisten Anforderungen zu erfüllen hat. Um den Versuchsaufbau durch Verwendung verschiedener Werkstoffe nicht unnötig kompliziert zu gestalten, soll für alle konstruktiv erforderlichen Bauteile der gleiche Werkstoff verwendet werden. Wie die Abbildung 4-40 verdeutlicht, erscheint die diskutierte Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn hinsichtlich der genannten Anforderungen am geeignetsten zur Umsetzung der Tauchvorrichtung, und soll dementsprechend zur Konstruktion der Bauteile für den Versuchsaufbau verwendet werden.

	Lösemittelbeständigkeit	Abgabe toxischer Substanzen	Konstruktiver Aufwand	Sonderanfertigungskosten	Gewicht	Summe	Rang
Gewichtung	9	9	9	3	3		
Glas	5 45	5 45	1 9	1 3	2 6	108	4
AlMg4,5Mn	5 45	4 36	5 45	5 15	4 12	153	1
Stahl	5 45	4 36	5 45	5 15	1 3	144	2
Polymere	5 45	4 36	3 9	3 9	5 15	114	3

**Abb. 4-40: Gewichtete Punktbewertung zur Auswahl des Konstruktionswerkstoffes.** Zu sehen ist, dass sich die Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn bezüglich der gestellten Anforderungen, als optimaler Werkstoff herausgestellt hat.

## 5 Ergebnisse

In diesem Kapitel wird auf die Umsetzung des Versuchsstandes eingegangen. Dazu wird zunächst ein chemischer Beständigkeitstest des Dichtmaterials durchgeführt. Anschließend wird auf die konstruktive Umsetzung der Tauchvorrichtung eingegangen. Nachdem der Aufbau der Druckluftstrecke und die Steuerung der Schließvorrichtung vorgestellt wurden, endet das Kapitel mit der Inbetriebnahme des Versuchsstandes und einem Tauchversuch.

### 5.1 Chemischer Beständigkeitstest des Dichtmaterials

#### Relevanz des Versuchs:

Die chemische Beständigkeit spezifiziert den Einfluss eines Mediums auf einen Elastomerwerkstoff. Viele Medien, darunter insbesondere auch organische Lösemittel, dringen in das Elastomer ein und bringen es zum Quellen. Dabei muss eine leichte Volumenzunahme meist akzeptiert werden und ist in der Dimensionierung der O-Ring Einbaunuten bereits berücksichtigt. Eine zu starke Quellung hingegen verschlechtert die physikalischen Eigenschaften des Elastomers deutlich, da es durch die Quellung erweicht und so das Rückstellvermögen verliert. Einige Medien führen auch zur Extraktion von löslichen Stoffen aus dem Elastomer. Dies führt zu einer Volumenabnahme (Schrumpfen). Zu starkes Schrumpfen führt zu einer verringerten Verpressung des O-Ringes und damit zur Undichtheit. Aus diesem Grund gibt es genaue Definitionen, bis zu welcher Volumenänderung ein Elastomer noch als beständig gegen die untersuchten Medien gilt. Im Versuch sollen die nachstehend angeführten Definitionen der Firma Angst & Pfister GmbH verwendet werden, da das Dichtmaterial von diesem Hersteller bezogen werden soll. [3]

A:	Beständig	-5% (Schrumpfung) bis +10% (Quellung)
B:	Einsetzbar (statisch)	+10% (Quellung) bis +20% (Quellung)
C:	Bedingt beständig (Einsatz nicht ratsam)	+20% (Quellung) bis +40% (Quellung)
D:	Nicht beständig	>+40% (Quellung) oder >-5% (Schrumpfung)

**Abb. 5-1: Definitionen der Volumenänderungen von Elastomerdichtungen [3].** Zu sehen sind die Einsatzempfehlungen für die Verwendung von O-Ringen bezüglich deren prozentualen Quellung und Schrumpfung. Angeführt wird folgende Kategorisierung: Beständig, Einsetzbar, Bedingt beständig und Nicht beständig.



### Versuchsbeschreibung:

Um die Eignung des in Kapitel 4 ausgewählten Dichtungswerkstoffes EPDM zur Abdichtung der Tauchvorrichtung nachzuweisen, soll im Folgenden die chemische Beständigkeit von EPDM gegenüber der in den Tauchversuchen verwendeten Lösemittel mittels geeignetem Beständigkeitstest gezeigt werden. Diesbezüglich wurde bei einem Dichtungshersteller folgendes Testmaterial für den Versuch angefordert: 5er Rundschnur aus EPDM mit einer Härte von 70Shore.

Diese Rundschnur soll nun den relevanten Lösemitteln ausgesetzt werden. Dazu wurden zunächst einheitliche Stücke der Meterware zugeschnitten und anschließend zusammen mit den verschiedenen Lösemitteln für zwei Wochen in einem geeigneten Gefäß luftdicht verschlossen. Dabei wurde zum einen die chemische Beständigkeit des Materials gegenüber dem direkten Kontakt mit dem Lösemittel getestet, indem die Rundschnur direkt in die aggressiven Medien getaucht wurde. Zum anderen wurde die Rundschnur nur den, aus diesen Medien austretenden, Dämpfen ausgesetzt. Dazu wurde das EPDM Material nicht direkt in das flüssige Lösemittel eingelegt, sondern am Behälterdeckel geeignet befestigt, sodass nur die Dämpfe auf das Elastomer einwirken konnten.

### Ergebnisse:

Nachdem die Rundschnur aus EPDM über einen Zeitraum von zwei Wochen dem Kontakt der Lösemittel ausgesetzt war, konnten mittels Schieblehre die folgenden Volumenänderungen ermittelt werden:

*Lösemittel Nr. 50218:*

	Schnurdurchmesser vor dem Versuch (gemessen)	Schnurdurchmesser nach dem Versuch (gemessen)	Volumenänderung	Rückschluss auf Beständigkeit
Direkter Kontakt	5mm	5,82mm	+16,4%	Einsetzbar
Dampfkontakt	5mm	5,74mm	+14,8%	Einsetzbar

**Abb. 5-2: Ergebnisse des Beständigkeitstest für das Lösemittel Nr. 50218.** Zu sehen ist eine Quellung von 16,4% bei direktem Kontakt mit dem Lösemittel. Bei reinem Dampfkontakt wurde eine Quellung von 14,8% festgestellt. Nach den oben aufgeführten Einsatzempfehlungen, ist der O-Ring aus EPDM einsetzbar.

Lösemittel Nr. 50042:

	Schnurdurchmesser vor dem Versuch (gemessen)	Schnurdurchmesser nach dem Versuch (gemessen)	Volumenänderung	Rückschluss auf Beständigkeit
Direkter Kontakt	5mm	5mm	+/-0%	Beständig
Dampfkontakt	5mm	5mm	+/-0%	Beständig

**Abb. 5-3: Ergebnisse des Beständigkeitstest für das Lösemittel Nr. 50042.** Zu sehen ist, dass weder der direkte Kontakt noch der Kontakt mit Dampf eine Quellung des Elastomers hervorruft. Das Dichtungsmaterial EPDM gilt somit als beständig.

Wie die Abbildungen 5-2 und 5-3 zeigen, ist das Lösemittel Nr. 50218 als „einsetzbar“ bewertet. Gegenüber dem Lösemittel mit der Nr. 50042 zeigt die verwendete Rundschnur sogar eine hervorragende Beständigkeit, da das Einwirken des Lösemittels keinerlei Volumenänderung hervorrief. Interessant erscheint auch, dass es einen nur sehr geringen Unterschied macht, ob das Dichtungsmaterial direkten Kontakt mit dem Medium hat oder nur den Dämpfen ausgesetzt wird. EPDM kann demnach sowohl zur Abdichtung des flüssigen Mediums eingesetzt werden, als auch zur Abdichtung von Bauteilen, die dem Dampf der ausdampfenden Lösemittel ausgesetzt sind.

## 5.2 Konstruktive Umsetzung der Tauchvorrichtung

### 5.2.1 Gesamtaufbau

Die Abbildung 5-4 zeigt die konstruierte und vollständig montierte Tauchvorrichtung. Der Tauchbehälter wird in die Halterung eingehängt und dient der Bereitstellung der Polymerlösung. Dabei unterstützt der Schraubenflansch die Verpressung des, zwischen der Halterung und dem Tauchbehälter befindlichen O-Rings und ermöglicht so die luftdichte Verbindung dieser beiden Komponenten. Die an den Aluminiumprofilen montierte Platte realisiert die höhenverstellbare Lagerung des Magnetrührers unterhalb des Tauchbehälters. Die Halterung wird mit der Deckelteilung verschraubt. Dazwischen befindet sich ein weiterer O-Ring, der ein luftdichtes Verbinden der Deckelteilung mit der Halterung garantiert. Über eine Öffnung in der Deckelteilung kann das Viskosimeter in den Versuchsaufbau integriert werden. Dabei dient ein Blinddeckel dem luftdichten Verschließen der Tauchvorrichtung, falls keine Viskositätsmessung erforderlich ist. Die Deckelteilung stellt außerdem die Auflagefläche für den Schwenkdeckel zur Verfügung. Im Schwenkdeckel ist eine Trapeznut

konstruktiv vorgesehen, in der sich ein O-Ring befindet. Dadurch wird ein luftdichtes Verschließen über den Schwenckdeckel ermöglicht. Die Hebelkonstruktion, bestehend aus Hebel, Aufleger, Flansch und Schwenckdeckel, wird am Schwenckantrieb befestigt. Dieser ist über eine Lagerplatte mit den Aluminiumprofilen verbunden. Der Stopper dient als externes Anschlagssystem für die Hebelkonstruktion. Der pneumatische Spannzyylinder, samt Spannfinger und Spannbolzen dient dem Aufbringen der Kraft, die erforderlich ist, um den im Schwenckdeckel montierten O-Ring ausreichend zu verpressen. Dieser wird mittels der Lagerplatte für den Spannzyylinder an den Aluminiumprofilen montiert. In den folgenden Kapiteln wird auf die einzelnen Bauteile im Detail eingegangen.

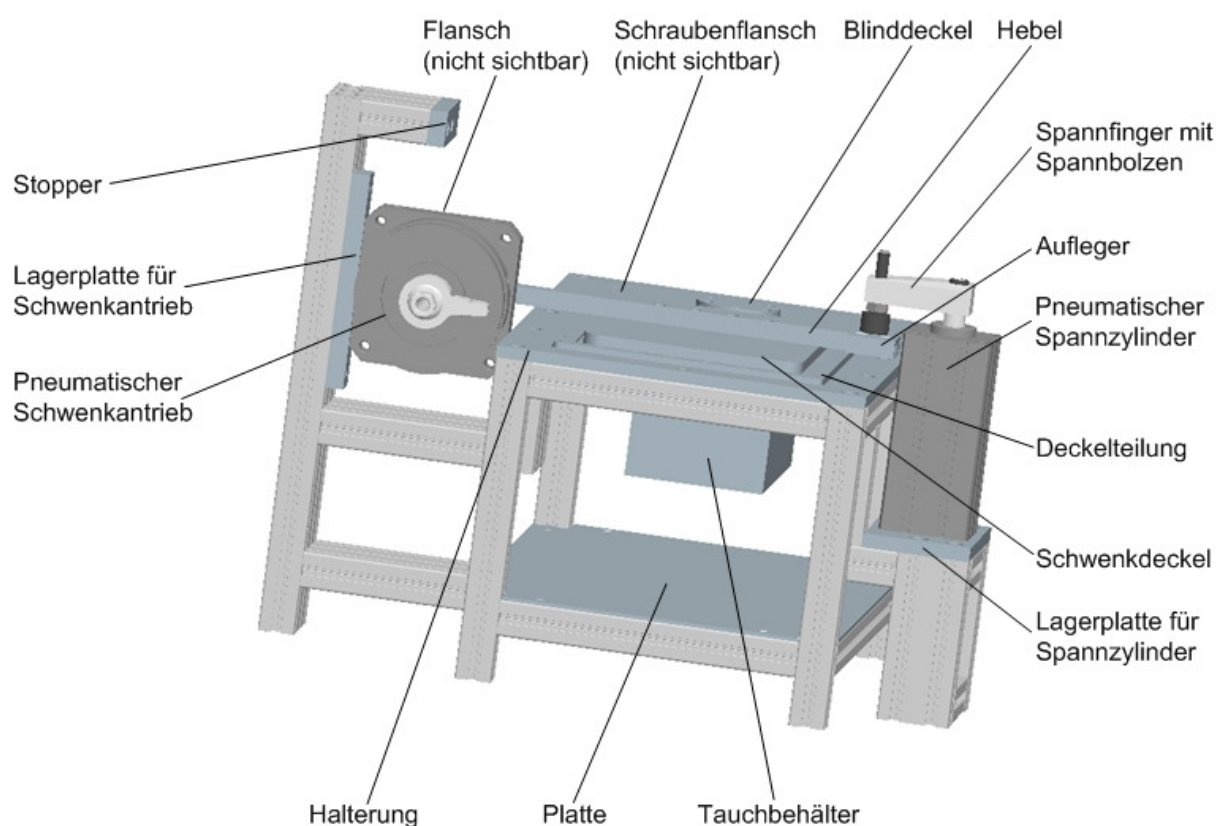


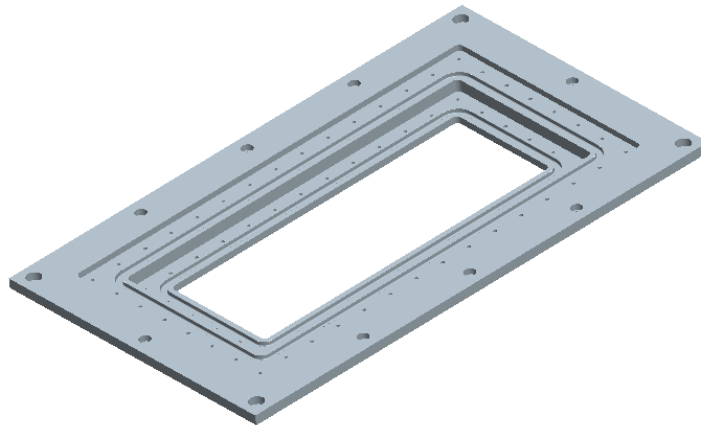
Abb. 5-4: 3D-Darstellung der vollständig montierten Tauchvorrichtung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.

## 5.2.2 Der modular aufgebaute Tauchbehälter

Um der Anforderung gerecht zu werden, dass Tauchbehälter mit unterschiedlichen Volumina in die Tauchvorrichtung montiert werden können, sind folgende Bauteile erforderlich: eine Tauchbehälterhalterung, der Tauchbehälter selbst und ein Schraubenflansch.

### Die Tauchbehälterhalterung:

Die Tauchvorrichtung soll so konstruiert werden, dass Tauchbehälter verschiedener Volumina in die Tauchvorrichtung eingehängt werden können. Um dies zu ermöglichen ist eine Halterung zur Aufnahme der Tauchbehälter konstruktiv vorzusehen. Diese Halterung wird in der Abbildung 5-5 verdeutlicht.



**Abb. 5-5:** 3D-Darstellung der Behälterhalterung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen sind zwei Nuten zur Aufnahme von O-Ringen zum Abdichten der Bauteile untereinander, sowie die Durchgangs- und Gewindebohrungen zum Verbinden der einzelnen Bauteile.

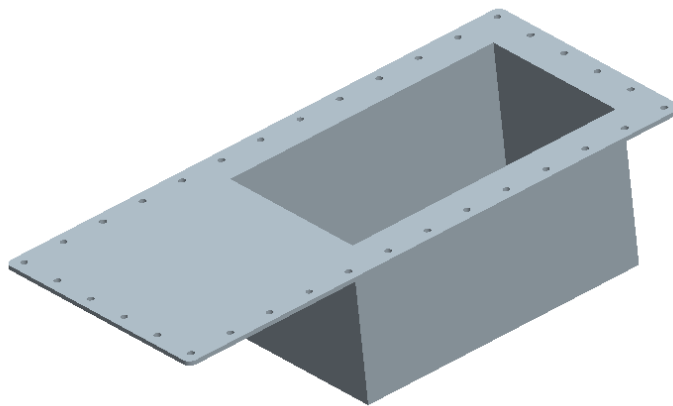
Die in der Abbildung 5-5 dargestellte Halterung erfüllt mehrere Funktionen: Zum einen können Tauchbehälter unterschiedlicher Volumina in die Vorrichtung über eine Flanschverbindung montiert werden. Andererseits ermöglicht diese die Montage der Deckelteilung, die erforderlich ist, um das Viskosimeter in den Versuchsaufbau zu integrieren. Auf die Deckelteilung wird später noch im Detail eingegangen. Letztendlich realisieren die am Rand befindlichen Durchgangslöcher eine Befestigungsmöglichkeit der Halterung an die Aluminiumprofile.

Um ein unerwünschtes Ausdampfen des Lösemittels zu verhindern, sind sowohl zur Verbindung der Bauteile Tauchbehälter/Halterung, wie auch zur Verbindung der Deckelteilung mit der Halterung, Abdichtstellen konstruktiv vorzusehen. Dies wurde umgesetzt durch die beiden aus der Abbildung 5-5 ersichtlichen Nuten zur Aufnahme der O-Ringe. Um die O-Ringe in den rechteckigen Verlauf der Nuten montieren zu können, wurden Radien an den Ecken der Nuten vorgesehen. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass diese Radien etwa das Zweifache des Durchmessers der Rundschnur betragen, um eine bestimmte Mindestbiegung der O-Ringe nicht zu überschreiten. Seitlich der Nuten sind umlaufend Durchgangsgewinde in einem bestimmten Abstand vorgesehen, um eine ausreichende

Verpressung des O-Rings zwischen den jeweiligen Bauteilen mittels Schraubenverbindung zu garantieren.

### **Der Tauchbehälter:**

Zur Bereitstellung der Polymerlösung dient der in der Abbildung 5-6 dargestellte Tauchbehälter.



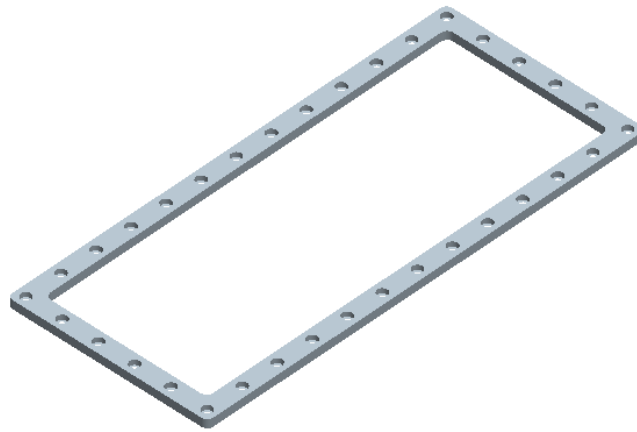
*Abb. 5-6: 3D-Darstellung des Tauchbehälters, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.* Zu sehen ist der Tauchbehälter und die Montagemöglichkeit des Behälters in die Tauchbehälterhalterung durch die dargestellten Durchgangsbohrungen. Am Tauchbehälter wurde zudem an der Unterseite eine Ablassschraube (nicht dargestellt) vorgesehen, um die Polymerlösung bei Bedarf austauschen zu können.

Die Durchgangslöcher zur Realisierung der Flanschverbindung mit der Tauchbehälterhalterung wurden so konstruiert, dass bei Bedarf Tauchbehälter unterschiedlicher Volumina konstruiert und montiert werden können. Ebenfalls vorgesehen wurde eine Ablassschraube an der Unterseite des Tauchbehälters (nicht in der Abbildung ersichtlich), die einen aufwandsarmen Austausch der Polymerlösung ermöglicht. Da zur Herstellung des Tauchbehälter mittels Fräsen und Drehen hohe Materialkosten entstehen würden, wurde der Tauchbehälter als Schweißkonstruktion ausgeführt. Um den Tauchbehälter in die Halterung einfach einhängen zu können, sind Radien an den äußeren Ecken des Tauchbehälters konstruktiv vorgesehen.

### **Der Schraubenflansch:**

Der Tauchbehälter wurde als Schweißkonstruktion ausgeführt. Schweißkonstruktionen sind bezüglich einzuhaltender Toleranzen immer problematisch. So kann eine Verschraubung von Schweißbauteilen zu einer regelrechten Wellung des Schweißbauteils führen. [19]

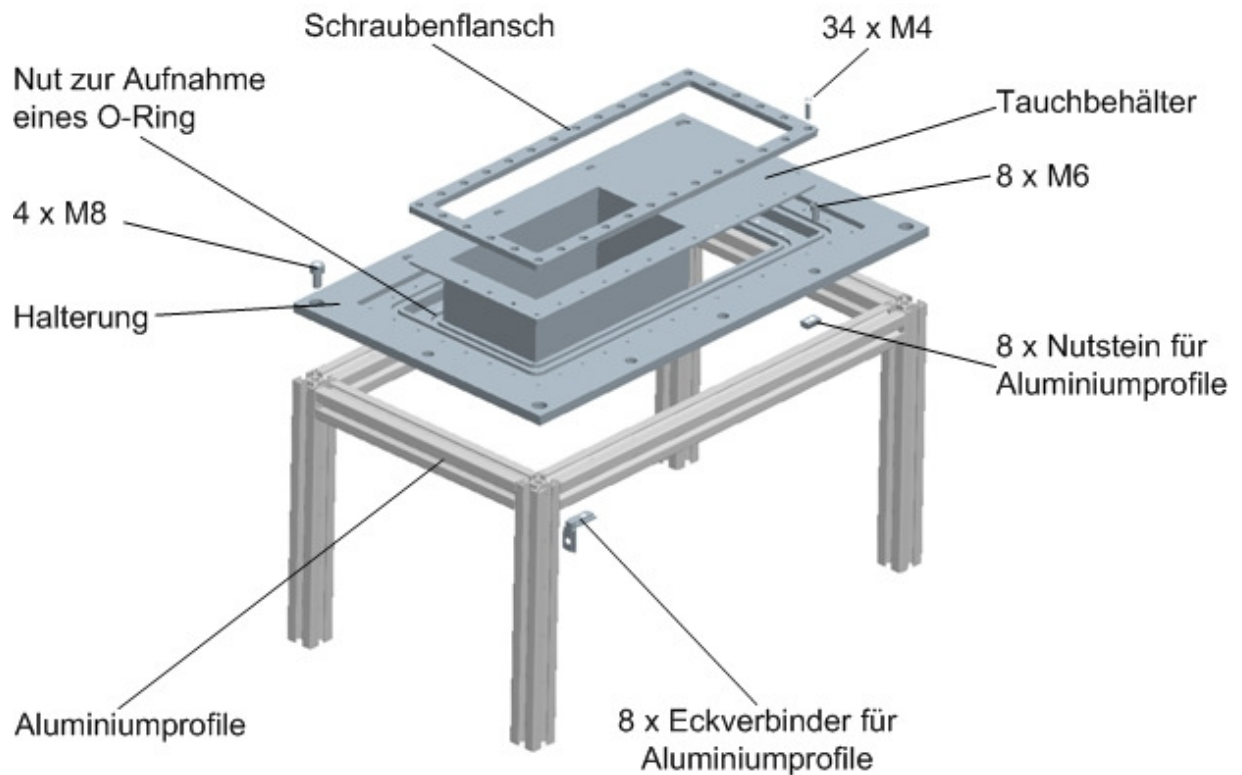
Dies erscheint insbesondere bei der Verwendung von O-Ringen als Abdichtstelle zwischen dem geschweißten Tauchbehälter und der Tauchbehälterhalterung kritisch, da sich die Wirkung der Wellung des Schweißbauteils auf den verwendeten O-Ring übertragen würde und so im schlimmsten Fall keine ausreichende Abdichtwirkung mehr erzielt werden kann. Um dies zu vermeiden, wurde ein zusätzliches Bauteil konstruiert, welches die Wellung des geschweißten Materials verhindert und so eine gleichmäßige Verpressung des O-Ringes ermöglichen soll. Dieser Schraubenflansch wird in der Abbildung 5-7 angeführt.



**Abb. 5-7:** 3D-Darstellung des Schraubenflansches, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen ist der Schraubenflansch zur Verpressung des O-Ringes zwischen der Halterung und dem Tauchbehälter. Die erforderliche Presskraft wird über Schraubenverbindung erzeugt.

### **Aluminiumprofile zur Verbindung der Komponenten und Montage der Bauteile:**

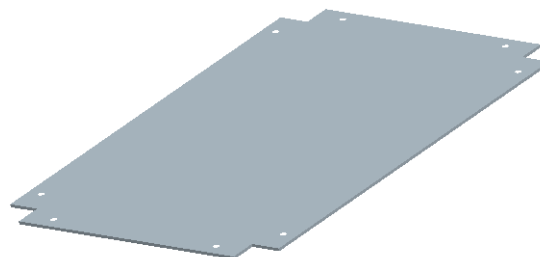
Unter Berücksichtigung der verwendeten Aluminiumprofile und deren flexible Verbindungstechnik ergibt sich der, in der Abbildung 5-8 angeführte konstruktive Aufbau. Die Abmessungen der Aluminiumprofile, insbesondere die, die die Höhe der Tauchvorrichtung definieren, wurden dabei so gewählt, dass folgende Anforderungen im späteren Versuchsaufbau umgesetzt werden können: Die Magnetrührvorrichtung muss unterhalb des Tauchbehälters montiert werden können. Der Messkopf des Rotationsviskosimeters muss in einem definierten Bereich in die Polymerlösung eintauchen. Die Abmessungen des Stativs des Viskosimeters sowie die verschiedenen Abmessungen der Komponenten des Viskosimeters (Rotationswelle, Messkopf usw.) und des Magnetrührers definieren demnach die Gesamthöhe der Tauchvorrichtung.



*Abb. 5-8: 3D-Darstellung der modularen Einhängenvorrichtung für den Tauchbehälter, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.* Zu sehen sind die Tauchbehälterhalterung, der Tauchbehälter, der Schraubenflansch, die Nut zur Aufnahme des O-Ringes, Aluminiumprofile und deren Verbindungselemente, sowie geeignete Schraubengrößen zur Verbindung der Bauteile.

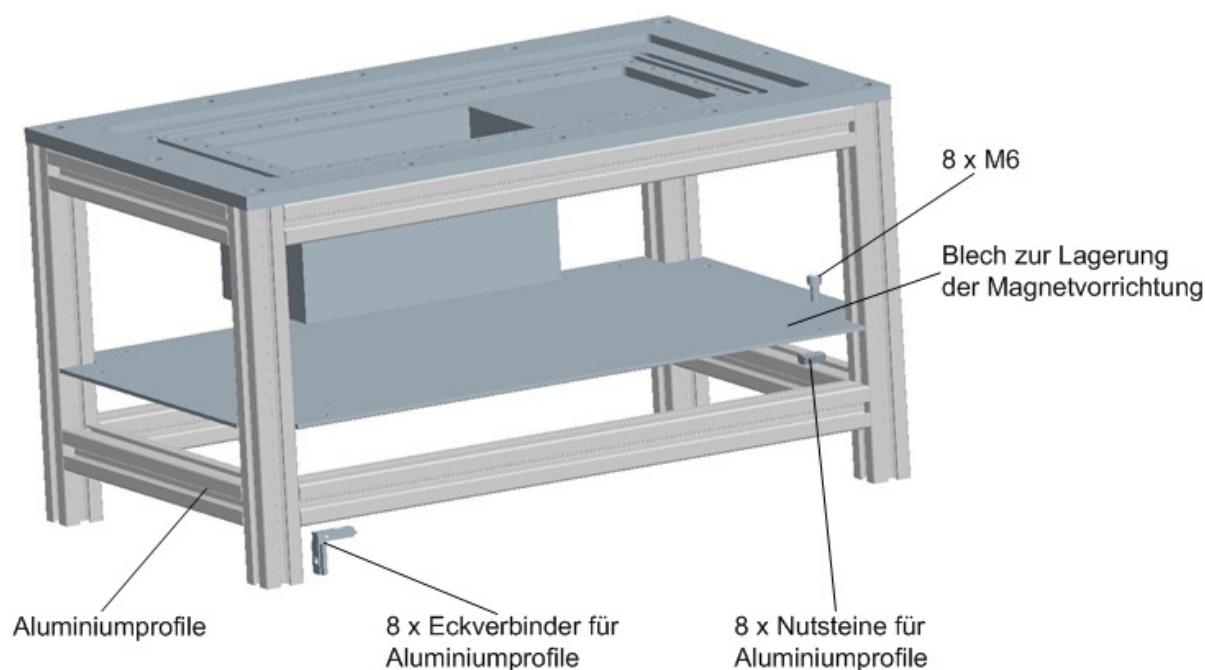
### 5.2.3 Konstruktive Integration der Magnetrührvorrichtung

Die konstruktive Integration der Magnetrührvorrichtung lässt sich sehr aufwandsarm umsetzen. So wurde zur Lagerung des Magnetrührers lediglich ein einfaches Blech mit Aussparungen an den Ecken verwendet. Durch die flexiblen Verbindungsmöglichkeiten der Aluminiumprofile mit weiteren Bauteilen, kann das Blech relativ einfach in den bisherigen Aufbau integriert werden. Die konstruktive Gestalt des verwendeten Bleches wird in der Abbildung 5-9 dargestellt.



*Abb. 5-9: 3D-Darstellung des Bleches zur Lagerung der Magnetrührvorrichtung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.*

Bei der Integration des Magnetrührers in den bestehenden Aufbau, mussten folgende Anforderungen beachten werden: Einerseits muss das Blech zur Lagerung des Magnetrührers so montiert werden können, dass eine nachträgliche Höhenverstellung dieses Blechs relativ aufwandsarm durchzuführen ist. Dadurch wird ermöglicht, dass die Heiz- und Rührplatte der Rührvorrichtung stets in direktem Kontakt mit der Tauchbehälterunterfläche steht. Dies ist relevant, um den Rührfisch in der Polymerlösung in Rotation zu versetzen, um so eine ausreichende Rührkraft, und damit die Homogenisierung der Polymerlösung zu erreichen. Andererseits ist die Integrationsmöglichkeit des Viskosimeters zu berücksichtigen. So muss gewährleistet sein, dass die Stativfüße des Viskosimeters unterhalb der Tauchvorrichtung positioniert werden können, um so eine gewünschte Positionierung der Rotationsachse der Messvorrichtung für die spätere Viskositätsmessung im Tauchbehälter zu ermöglichen. Die konstruktive Einbindung der Rührvorrichtung in den bisherigen Aufbau ist in der Abbildung 5-10 verdeutlicht.



**Abb. 5-10:** 3D-Darstellung der Tauchvorrichtung und Integrationsmöglichkeit der Rührvorrichtung in den bestehenden Aufbau, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen ist insbesondere die Montagemöglichkeit des Bleches zur Lagerung des Magnetrührers.

## 5.2.4 Konstruktive Integration des Viskosimeters

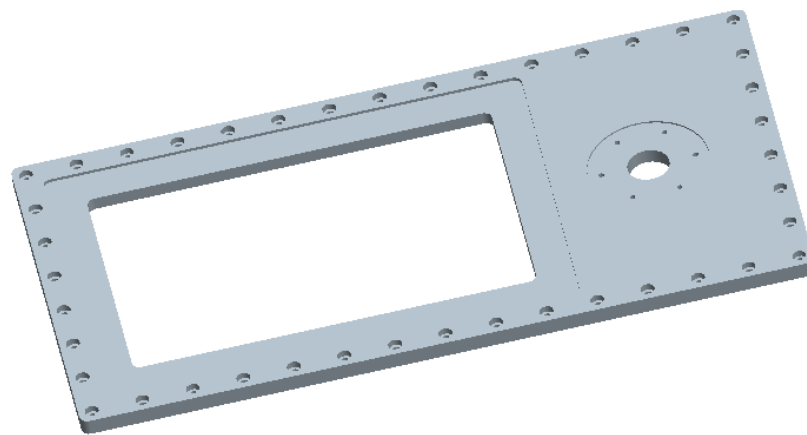
### Die Deckelteilung:

Eine wesentliche Anforderung an den Versuchsstand ist es, eine Möglichkeit zur Messung der Viskosität vorzusehen. Das in Kapitel 4 für diese Aufgabe ausgewählte Rotationsviskosimeter



muss dazu in die Versuchsanordnung integriert werden. Dabei handelt es sich um ein Laborviskosimeter. Dieses kann, im Vergleich zu den meisten Prozessviskosimetern nicht seitlich am Tauchbehälter montiert werden. Daher ist es erforderlich, eine entsprechende Öffnung im Deckel des Tauchbehälters vorzusehen, durch die der Messkopf des Viskosimeters in die Polymerlösung getaucht werden kann. Auf der anderen Seite muss eine weitere Öffnung realisiert werden, über die das Tauchwerkzeug in die Polymerlösung getaucht werden kann.

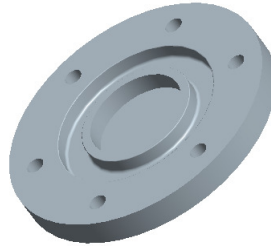
Um den beiden Anforderungen gerecht zu werden, sollen durch eine entsprechende Deckelteilung, diese beiden Funktionen getrennt werden. Die in der Deckelteilung vorgesehenen Durchgangslöcher dienen der Verschraubung der Deckelteilung mit der Halterung der Tauchvorrichtung und garantieren die luftdichte Verbindung dieser Bauteile. Die konstruktive Umsetzung ist in der Abbildung 5-11 dargestellt.



**Abb. 5-11:** 3D-Darstellung der Deckelteilung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen ist die Auflagefläche des Schwenckdeckels, die Öffnung zur Integration des Viskosimeters in den bestehenden Aufbau, sowie erforderliche Durchgangslöcher zur Verbindung der Komponenten untereinander mittels Schraubenverbindung.

### **Der Blinddeckel:**

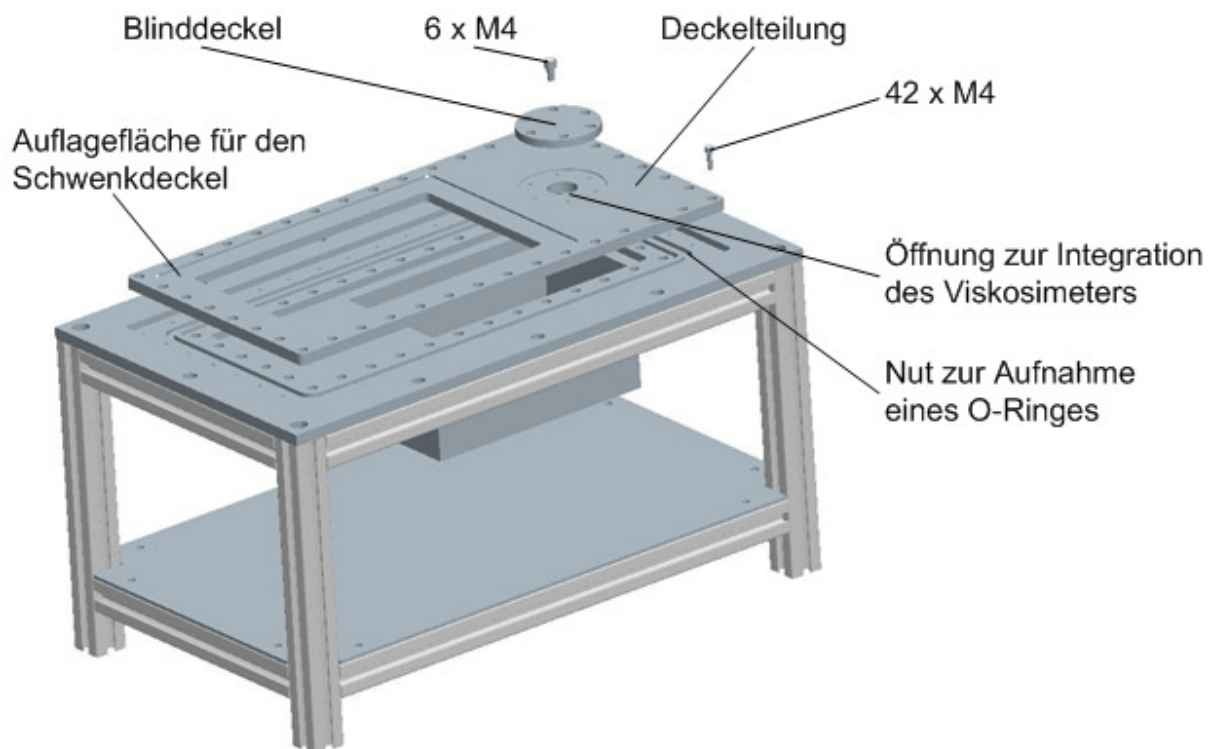
Um ein unerwünschtes Ausdampfen des Lösemittels vor und nach der Viskositätsmessung zu verhindern, wurde des Weiteren ein Blinddeckel konstruiert. Zum Abdichten sieht der Blinddeckel eine Nut zur Aufnahme eines O-Ringes vor. Mittels Schraubenverbindung kann der Deckel an der Deckelteilung montiert werden. Den Blinddeckel zeigt die Abbildung 5-12.



**Abb. 5-12:** 3D-Darstellung des Blinddeckels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Die Nut dient der Aufnahme eines O-Ringes, um den Tauchbehälter ausreichend abzudichten.

### Montagemöglichkeit zur Integration des Viskosimeters in den Versuchsaufbau:

Die konstruktive Einbindung des Viskosimeters mittels Deckelteilung und Blinddeckel ist in der Abbildung 5-13 dargestellt.



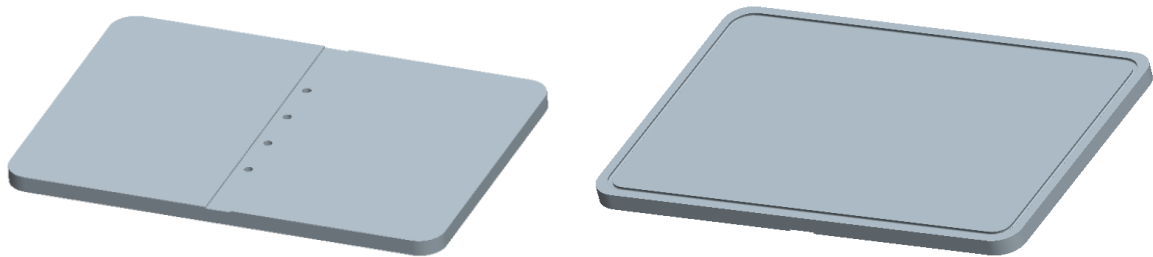
**Abb. 5-13:** 3D-Darstellung der Montagemöglichkeit der Deckelteilung und des Blinddeckels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen ist die Deckelteilung, die mittels Schraubenverbindung an der Halterung montiert wird. Eine weitere Nut in der Halterung ermöglicht die Aufnahme eines O-Ringes, um die Deckelteilung mit der Halterung luftdicht zu verbinden. Der Blinddeckel wird mit Schrauben an der Deckelteilung montiert. Ist der Blinddeckel nicht montiert, besteht die Möglichkeit, mit dem Rotationsviskosimeter, die Viskosität der Polymerlösung zu messen. Des Weiteren ist die Auflagefläche für den Schwenkdeckel dargestellt.

### 5.2.5 Konstruktion des Schließmechanismus

Zum Öffnen und Schließen der Tauchvorrichtung ist eine entsprechende Hebelkonstruktion erforderlich, die an den pneumatischen Schwenkantrieb montiert werden kann. Diese besteht aus folgenden Bauteilen: Schwenkdeckel, Flanschverbindung zwischen Hebel und Schwenkantrieb, Hebel und ein Aufleger für den pneumatischen Spannzylinder.

#### Der Schwenkdeckel:

Um den Tauchbehälter luftdicht zu verschließen, ist ein Schwenkdeckel konstruktiv vorzusehen. Dieser wird in der Abbildung 5-14 dargestellt.



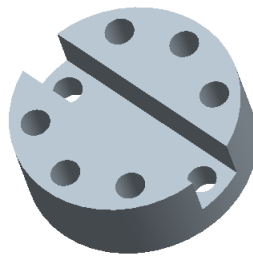
*Abb. 5-14: 3D-Darstellung der Vorderansicht (links) und Rückansicht (rechts) des Schwenkdeckels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Die konstruktiv vorgesehenen Gewindebohrungen dienen der Verbindung des Schwenkdeckels mit dem Hebel mittels Schraubenverbindung. Die Nut an der Unterseite des Schwenkdeckels dient der Aufnahme eines O-Ringes, um den Tauchbehälter ausreichend abzudichten. Diese ist als Trapeznut ausgeführt, um den O-Ring auch während der Schwenkbewegung entsprechend zu fixieren.*

Die Abbildung 5-14 zeigt die Vorderansicht des Deckels (links), an dem mittels Schraubenverbindung der Hebel montiert werden kann. Die rechte Darstellung verdeutlicht die Rückseite der Deckelkonstruktion. Dort befindet sich eine umlaufende Nut zur Aufnahme eines O-Ringes zur Abdichtung der Tauchvorrichtung im geschlossenen Zustand des Schwenkantriebes. Damit der O-Ring fest im Deckel fixiert werden kann, um auch während der Schwenkbewegung ein Lösen der Dichtschnur aus der Nut zu gewährleisten, wurde die Nut als Trapeznut ausgeführt.

#### Flansch zur Befestigung des Hebels am Schwenkantrieb:

Zur Realisierung der Schwenkbewegung wurde ein Schwenkantrieb mit Flanschswelle ausgewählt. Dabei besteht einerseits die Möglichkeit, beliebige Bauteile mittels Gewindebohrungen am Schwenkantrieb zu montieren. Andererseits sind dafür auch Durchgangsbohrungen zur Verschraubung vorgesehen. Um beide Optionen bei der späteren

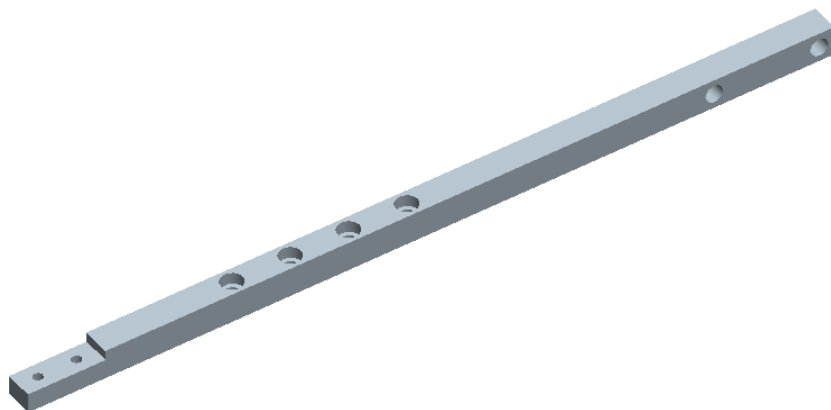
Montage zu ermöglichen, wurden an der Flanschverbindung, zur Befestigung des Hebels am Antrieb, acht Durchgangslöcher vorgesehen, die das Anflanschen über Gewindebohrungen oder durch Verschraubung mit Schraubenmutter ermöglichen. Zur Verbindung des Hebels mit dem Flansch sind die beiden Durchgangslöcher in der vorgesehenen Aussparung zu verwenden. Der Hebel wird somit direkt mit dem konstruierten Flansch zur Befestigung des Hebels am Schwenkantrieb und der, mit dem Schwenkantrieb mitgelieferten Flanschelle verschraubt. Die dreidimensionale Darstellung des, zwischen Hebel und dem pneumatischen Schwenkantrieb befindlichen, Flansches wird in der Abbildung 5-15 gezeigt.



**Abb. 5-15:** 3D-Darstellung des Flansches zur Verbindung des Hebels mit dem Schwenkantrieb, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Durch die vorgesehenen Durchgangslöcher kann der Hebel mit dem Schwenkantrieb verschraubt werden.

### **Der Hebel:**

Zur Übertragung des Drehmoments vom Schwenkantrieb auf den Schwenkdeckel, ist ein Hebel als Verbindungselement erforderlich. Dieser wird in der Abbildung 5-16 gezeigt.

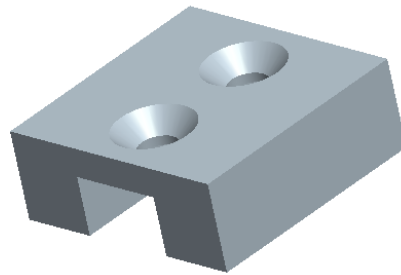


**Abb. 5-16:** 3D-Darstellung des Schwenkhebels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Durchgangslöcher dienen der Verschraubung des Hebels mit dem Schwenkdeckel und dem Schwenkantrieb. Die beiden Gewindebohrungen im vorderen Bereich, sowie der Absatz dienen der Montage des Auflegers für den Spannzylinder.

Der Hebel erfüllt dabei dreierlei Funktionen: Zum einen dient dieser der Übertragung des Drehmoments auf die Hebelkonstruktion, indem der Hebel mittels Durchgangsbohrungen mit der Flanschswelle des Antriebes verbunden werden kann. Zum anderen sieht er eine Befestigungsmöglichkeit für den Schwenkdeckel vor. Letztendlich kann der Aufleger der pneumatischen Spannvorrichtung an diesem mittels Schrauben montiert werden.

#### **Der Aufleger:**

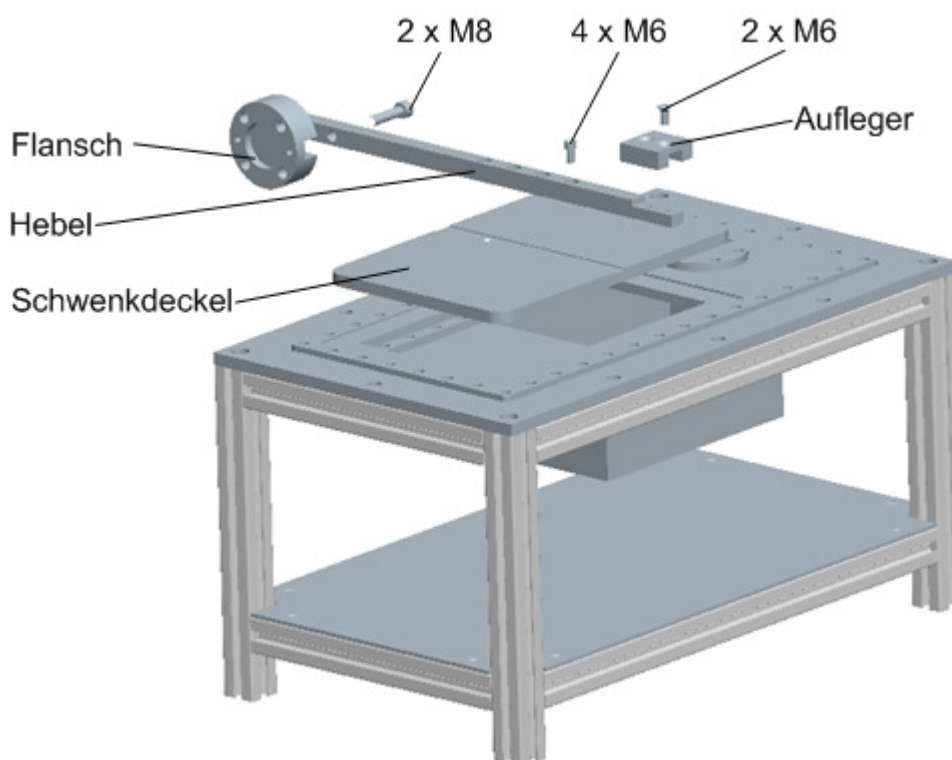
Um ein luftdichtes Verschließen der Tauchvorrichtung zu ermöglichen, muss der am Schwenkdeckel montierte O-Ring mit einer ausreichenden Kraft verpresst werden. Zur Erzeugung dieser Kraft wird ein pneumatischer Spannzylinder verwendet. Der Spannfinger dieses Zylinders hat einen definierten Durchmesser, sodass es nicht sinnvoll erscheint, die Krafteinleitung des Spannvorgangs direkt über den Hebel zu realisieren. Daher wurde ein Aufleger konstruiert, über den der Spannvorgang eingeleitet werden kann. Dieser wird in Abbildung 5-17 dargestellt.



*Abb. 5-17: 3D-Darstellung des Auflegers für die Spannvorrichtung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Durch Verschraubung mit dem Hebel, stellt der Aufleger die Auflagefläche für den Spannfinger des Spannzylinders zur Verfügung.*

#### **Montagemöglichkeit zur Integration des Schließmechanismus in den Versuchsaufbau:**

Die vollständige Integration des Schließmechanismus in den bestehenden Versuchsaufbau zeigt die Abbildung 5-18.



*Abb. 5-18: 3D-Darstellung der bisherigen Tauchvorrichtung samt Montagemöglichkeit der Hebelkonstruktion an den bestehenden Aufbau, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen sind der Flansch, der zusammen mit dem Hebel am Schwenkantrieb befestigt wird, der am Hebel montierte Aufleger, sowie der Schwenkdeckel zum Verschließen der Tauchvorrichtung.*

### 5.2.6 Auslegungsrechnung des pneumatischen Schwenkantriebs

Im Folgenden sollen die erforderlichen Kennwerte des ausgewählten Schwenkantriebes bestimmt werden. Diesbezüglich ist insbesondere nachzuweisen, dass der Schwenkantrieb die erforderliche Leistung zur Verfügung stellt, um mittels der oben angeführten Hebelkonstruktion eine Schwenkbewegung realisieren zu können.

Um die erforderlichen Dimensionen des Schwenkantriebes zu bestimmen, ist das Drehmoment zu ermitteln, welches erforderlich ist, um die Komponenten der Hebelkonstruktion in einer bestimmten Zeit bewegen zu können. Dazu sind zunächst die Massen der einzelnen, beteiligten Bauelemente zu berechnen, um auf die Massenträgheit schließen zu können. Beteiligt sind: der Schwenkdeckel, der Hebel, der Aufleger sowie der Flansch. Die Masse kann im Allgemeinen nach der Gleichung (5-1) ermittelt werden. [77]

$$m = \rho * V \quad (5-1)$$

m: Gewicht [kg]

$\rho$ : Dichte [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

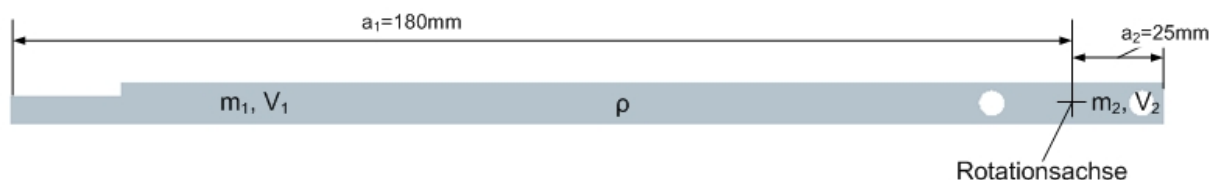
V: Volumen [ $cm^3$ ]

Da als Konstruktionswerkstoff ausschließlich die Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn verwendet wird, kann zur Berechnung der Masse bei allen Komponenten mit einer Dichte von  $\rho = 2,7 \frac{g}{cm^3}$  gerechnet werden. Außerdem soll nur anhand der groben Abmessungen der einzelnen Bauteile das Volumen und damit die Masse abgeschätzt werden. So sollen beispielsweise Aussparungen und Durchgangslöcher nicht in die Berechnung mit einbezogen werden. Daraus resultieren jeweils Maximalwerte für die ermittelten Massen.

Um eine Schwenkbewegung der Hebelkonstruktion zu ermöglichen, ist es erforderlich, dass der Schwenkantrieb fähig ist, die Bauteile der Gesamtmasse  $m_{ges}$ , entgegen derer Trägheit, in Bewegung zu versetzen. Hierbei sind jedoch nicht die einzelnen Massen der Bauteile ausschlaggebend, sondern die Massenträgheit. Diese berücksichtigt sowohl die Massen der Körper, als auch ihre räumliche Verteilung über das ganze Körpervolumen. Zur Berechnung der Massenträgheit der einzelnen Körper gibt es, abhängig von deren Geometrie, tabellierte Formeln, auf die im Rahmen der Berechnung der Massen und Massenträgheit der verschiedenen Bauteile, im Detail eingegangen wird. [77]

### Masse und Massenträgheit des Hebels:

Die Abbildung 5-19 zeigt den Hebel, samt der Drehachse, und den zur Berechnung der Massenträgheit erforderliche Abmessungen.



**Abb. 5-19: Erforderliche Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Hebels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.** Zu sehen sind: Rotationsachse des Hebels sowie Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Hebels.

Das Massenträgheitsmoment eines exzentrisch gelagerten dünnen Stabes kann nach der Gleichung (5-2) ermittelt werden [77].

$$J_H = m_1 * \frac{a_1^2}{3} + m_2 * \frac{a_2^2}{3} \quad (5-2)$$

$J_H$ : Massenträgheit des Hebels [ $kgm^2$ ]

$m_1$ : Masse des Hebels links der Drehachse [ $kg$ ]

$m_2$ : Masse des Hebels rechts der Drehachse [ $kg$ ]

$a_1$ : Länge des Hebels links der Drehachse [ $mm$ ]

$a_2$ : Länge des Hebels rechts der Drehachse [ $mm$ ]

$$m_1 = V_1 * \rho = a_1 * b_H * h_H * \rho = 0,230kg \quad (5-3)$$

$V_1$ : Körpervolumen links der Drehachse [ $mm^3$ ]

$\rho$ : Dichte des Konstruktionsmaterials [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

$b_H$ : Breite des Hebels [ $mm$ ]

$h_H$ : Höhe des Hebels [ $mm$ ]

$$m_2 = V_2 * \rho = a_2 * b_H * h_H * \rho = 0,021kg \quad (5-4)$$

$V_2$ : Körpervolumen rechts der Drehachse [ $mm^3$ ]

$$m_{H,ges} = m_1 + m_2 = 0,251kg \quad (5-5)$$

$m_{H,ges}$ : Gesamtmasse des Hebels [ $kg$ ]

Aus den Gleichungen (5-2), (5-3), (5-4) und (5-5) resultiert die in (5-6) dargestellte Massenträgheit für den Hebel:

$$J_H = 0,0121kgm^2 \quad (5-6)$$

### **Masse und Massenträgheit des Schwenkdeckels:**

Die Abbildung 5-20 zeigt die Seitenansicht des Schwenkdeckels, samt der erforderlichen Größen und Abmessungen zur Berechnung der Massenträgheit.



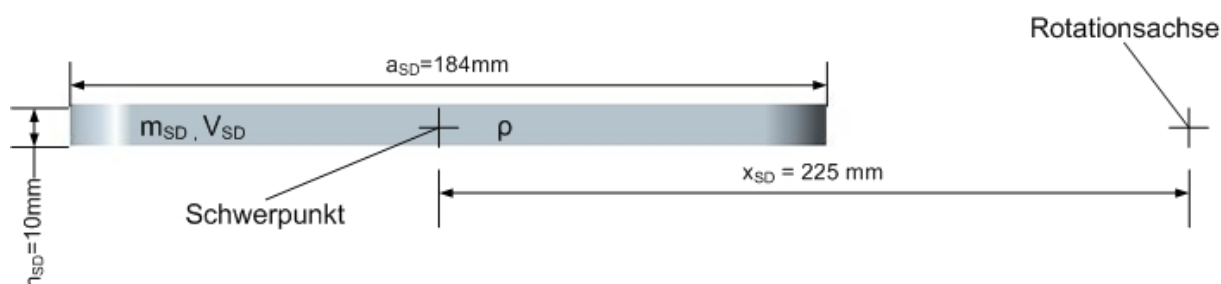


Abb. 5-20: Erforderliche Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Schwenkdeckels, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen sind: Rotationsachse und Schwerpunkt des Deckels sowie Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Schwenkdeckels.

Das Massenträgheitsmoment des Schwenkdeckels bezüglich dessen Schwerpunkts, kann nach der Formel (5-7) berechnet werden [23].

$$J_{SD, \text{Schwerpunkt}} = \frac{1}{12} m_{SD} (a_{SD}^2 + h_{SD}^2) \quad (5-7)$$

$J_{SD, \text{Schwerpunkt}}$ : Massenträgheit des Schwenkdeckels bezüglich des Schwerpunkts [ $kgm^2$ ]

$m_{SD}$ : Masse des Schwenkdeckels [ $kg$ ]

$a_{SD}$ : Länge des Schwenkdeckels [ $mm$ ]

$h_{SD}$ : Höhe des Schwenkdeckels [ $mm$ ]

Die Berechnung der Gesamtmasse des Schwenkdeckels erfolgt nach Gleichung (5-8).

$$m_{SD} = V_{SD} * \rho = a_{SD} * b_{SD} * h_{SD} * \rho = 1,361\text{ kg} \quad (5-8)$$

$V_{SD}$ : Volumen des Schwenkdeckels [ $mm^3$ ]

$\rho$ : Dichte des Konstruktionsmaterials [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

$b_{SD}$ : Breite des Schwenkdeckels [ $mm$ ]

Aus den Gleichungen (5-7) und (5-8) ergibt sich die in (5-9) dargestellte Massenträgheit des Schwenkdeckels bezüglich des Schwerpunktes.

$$J_{SD, \text{Schwerpunkt}} = 0,00385\text{ kgm}^2 \quad (5-9)$$

Zur Berechnung der Massenträgheit bezüglich der Rotationsachse muss der Steineranteil berücksichtigt werden. Der Steineranteil kann nach der Formel (5-10) berechnet werden. [37]

$$J_{SD,Steiner} = m_{SD} * x_{SD}^2 = 0,069kgm^2 \quad (5-10)$$

$J_{SD,Steiner}$ : Steineranteil des Schwenkdeckels bezüglich der Rotationsachse [ $kgm^2$ ]

$x_{SD}$ : Abstand des Schwenkdeckelschwerpunktes von der Rotationsachse [ $mm$ ]

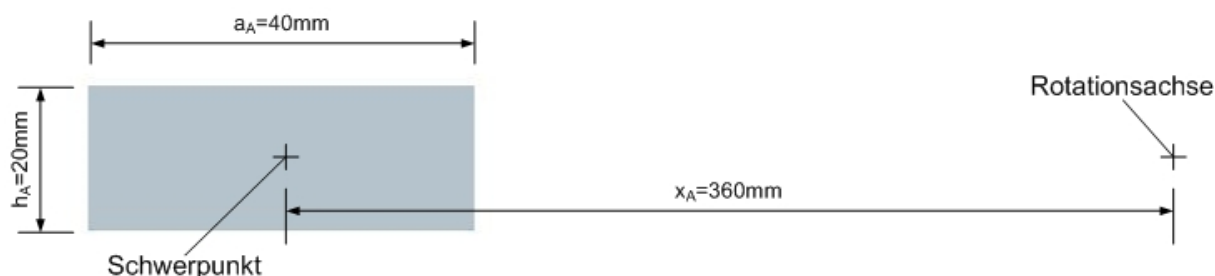
Die gesamte Massenträgheit ergibt sich nach (5-11) aus der Summe der Massenträgheit bezüglich des Schwerpunktes und des Steineranteils. [37]

$$J_{SD} = J_{SD,Schwerpunkt} + J_{SD,Steiner} = 0,00385kgm^2 + 0,069kgm^2 = 0,07285kgm^2 \quad (5-11)$$

$J_{SD}$ : Massenträgheit des Schwenkdeckels bezüglich der Rotationsachse [ $kgm^2$ ]

### Masse und Massenträgheit des Auflegers:

Die Abbildung 5-21 zeigt die Seitenansicht des Auflegers für den Spannzylinder, samt der erforderlichen Größen und Abmessungen zur Berechnung der Massenträgheit.



**Abb. 5-21: Erforderliche Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Auflegers, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.** Zu sehen sind: Rotationsachse und Schwerpunkt des Auflegers sowie Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Auflegers.

Zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes des Auflegers bezüglich dessen Schwerpunktes, kann die Gleichung (5-12) verwendet werden [23].

$$J_{A,Schwerpunkt} = \frac{1}{12} m_A (a_A^2 + h_A^2) \quad (5-12)$$

$J_{A,Schwerpunkt}$ : Massenträgheit des Auflegers bezüglich des Schwerpunktes [ $kgm^2$ ]

$m_A$ : Masse des Auflegers [ $kg$ ]

$a_A$ : Länge des Auflegers [mm]

$h_A$ : Höhe des Auflegers [mm]

Die Gesamtmasse des Auflegers  $m_A$  wird nach der Formel (5-13) ermittelt.

$$m_A = V_A * \rho = a_A * b_A * h_A * \rho = 0,086kg \quad (5-13)$$

$V_A$ : Volumen des Auflegers [mm<sup>3</sup>]

$\rho$ : Dichte des Konstruktionsmaterials [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

$b_A$ : Breite des Auflegers [mm]

Aus den Gleichungen (5-12) und (5-13) ergibt sich die in (5-14) dargestellte Massenträgheit des Auflegers bezüglich des Schwerpunktes.

$$J_{A,Schwerpunkt} = 1,4 * 10^{-5}kgm^2 \quad (5-14)$$

Zur Berechnung der Massenträgheit bezüglich der Rotationsachse muss wiederum der Steineranteil berücksichtigt werden. Dieser ist nach der Formel (5-15) zu ermitteln. [37]

$$J_{A,Steiner} = m_A * x_A^2 = 0,011kgm^2 \quad (5-15)$$

$J_{A,Steiner}$ : Steineranteil des Auflegers bezüglich der Rotationsachse [kgm<sup>2</sup>]

$x_A$ : Abstand des Auflegerschwerpunktes von der Rotationsachse [mm]

Die gesamte Massenträgheit ergibt sich aus der Summe der Massenträgheit bezüglich des Schwerpunktes und des Steineranteils. Die Gleichung (5-16) zeigt die Berechnung der gesamten Massenträgheit des Auflegers. [37]

$$J_A = J_{A,Schwerpunkt} + J_{A,Steiner} = 0,011kgm^2 \quad (5-16)$$

$J_A$ : Massenträgheit des Auflegers bezüglich der Rotationsachse [kgm<sup>2</sup>]

### Masse und Massenträgheit des Flansches:

Die Abbildung 5-22 zeigt die Vorderansicht des Flansches zur Verbindung des Hebels mit dem pneumatischen Schwenkantrieb.

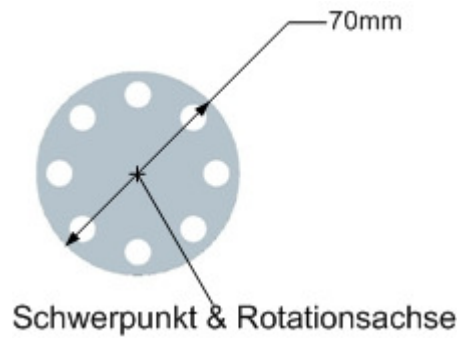


Abb. 5-22: Erforderliche Größen zur Berechnung der Massenträgheit des Flansches, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen sind: Rotationsachse und Schwerpunkt des Flansches sowie der Durchmesser des Flansches.

Da die Rotationsachse mit dem Schwerpunkt zusammenfällt, ist zur Berechnung der Massenträgheit kein Steineranteil erforderlich. Der Flansch kann als zentrisch gelagerter Vollzylinder aufgefasst werden. Somit kann die Massenträgheit nach der Formel (5-17) berechnet werden: [83]

$$J_F = \frac{1}{2} m_F * r_F^2 \quad (5-17)$$

$J_F$ : Massenträgheit des Flansches [ $kgm^2$ ]

$m_F$ : Masse des Flansches [ $kg$ ]

$r_F$ : Radius des Flansches [ $mm$ ]

Die Gesamtmasse des Flansches ergibt sich aus der Gleichung (5-18) [6].

$$m_F = V_F * \rho = A_F * h_F * \rho = r_F^2 * \pi * h_F * \rho = 0,26kg \quad (5-18)$$

$V_F$ : Körpervolumen des Flansches [ $mm^3$ ]

$A_F$ : Kreisfläche des Flansches [ $mm^2$ ]

$\rho$ : Dichte des Konstruktionsmaterials [ $\frac{g}{cm^3}$ ]

$h_F$ : Höhe des Flansches [ $mm$ ]

Aus den Gleichungen (5-17) und (5-18) folgt die in (5-19) dargestellte Massenträgheit des Flansches:

$$J_F = 1,5925 * 10^{-4} kgm^2 \quad (5-19)$$

### Gesamtes Massenträgheitsmoment der Hebelkonstruktion:

Das gesamte Massenträgheitsmoment für die Schwenkbewegung der Hebelkonstruktion bezüglich der Rotationsachse ergibt sich aus der Summe der Massenträgheitsmomente der einzelnen Bauteile. Die Formel (5-20) zeigt die Berechnung der gesamten Massenträgheit für die Hebelkonstruktion. [77]

$$J_{gesamt} = J_H + J_{SD} + J_A + J_F = 0,096 \text{ kgm}^2 \quad (5-20)$$

$J_{gesamt}$ : Massenträgheit der Hebelkonstruktion [ $\text{kgm}^2$ ]

### Berechnung der Winkelbeschleunigung:

Zur Berechnung des erforderlichen Drehmoments ist neben der Massenträgheit, die Ermittlung der gewünschten Winkelbeschleunigung erforderlich. Die Winkelbeschleunigung kann nach der Formel (5-21) berechnet werden. [77]

$$\alpha = \frac{2\varphi}{t^2} \quad (5-21)$$

$\alpha$ : Winkelbeschleunigung [ $\frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ ]

$\varphi$ : Schwenkwinkel [ $\text{rad}$ ]

t: Schwenkzeit [ $\text{s}$ ]

Die Hebelkonstruktion wird um einen Winkel von  $90^\circ$  geschwenkt. Zudem soll hier beispielhaft mit einer Schwenkzeit von  $t = 1\text{s}$  gerechnet werden. Bei der Gleichung (5-21) ist zu beachten, dass der Schwenkwinkel in der Einheit rad definiert wird. Die Umrechnung zwischen den beiden Winkleinheiten zeigt die Formel (5-22) erfolgen. [77]

$$1\text{rad} = \frac{180^\circ}{\pi} = 57,3^\circ \quad (5-22)$$

Unter Berücksichtigung eines Schwenkwinkels von  $90^\circ$  und einer Schwenkzeit von  $1\text{s}$  resultiert nach (5-21) und (5-22) die in (5-23) angeführte Winkelbeschleunigung.

$$\alpha_{t=1\text{s},90^\circ} = 3,14 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (5-23)$$

$\alpha_{t=1\text{s},90^\circ}$ : Winkelbeschleunigung bei einem Schwenkwinkel von  $90^\circ$  und einer Schwenkzeit von  $1\text{s}$  [ $\frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ ]

**Berechnung des erforderlichen Drehmoments:**

Das erforderliche Drehmoment wird nach der Formel (5-24) ermittelt [77].

$$M_{erf} = J_{gesamt} * \alpha \quad (5-24)$$

$M_{erf}$ : erforderliches Drehmoment zur Schwenkbewegung der Hebelkonstruktion [Nm]

Für die beispielhaft vorgegebenen Werte ergibt sich das erforderliche Drehmoment aus der Gleichung (5-25).

$$M_{erf,t=1s,90^\circ} = 0,096kgm^2 * 3,14 \frac{rad}{s^2} = 0,3Nm \quad (5-25)$$

$M_{erf,t=1s,90^\circ}$ : Erforderliches Drehmoment bei einem Schwenkwinkel von  $90^\circ$  und einer Schwenkzeit von 1s [ $\frac{rad}{s^2}$ ]

Der in Kapitel 4 ausgewählte Schwenkantrieb hat ein Drehmoment von 40Nm und kann daher hinsichtlich des berechneten erforderlichen Drehmoments bedenkenlos eingesetzt werden.

**Anschlagssystem:**

Bei der Auswahl des Schwenkantriebes muss des Weiteren die maximal zulässige Massenträgheit bezüglich des verwendeten Dämpfungssystems berücksichtigt werden. Bei Verwendung des Schwenkmoduls ohne Anschlagssystem, beziehungsweise bei Überschreiten der zulässigen Massenträgheitsmomente, müssen externe Anschläge verwendet werden. Es ist demnach nachzuweisen, ob das in Gleichung (5-20) berechnete Massenträgheitsmoment klein genug ist, damit das interne Anschlagssystem noch verwendet werden kann. Das zulässige Massenträgheitsmoment  $J$  in Abhängigkeit der Schwenkzeit, des in Kapitel 4 ausgewählten Schwenkantriebes, wird in der Abbildung 5-23 dargestellt. [26]

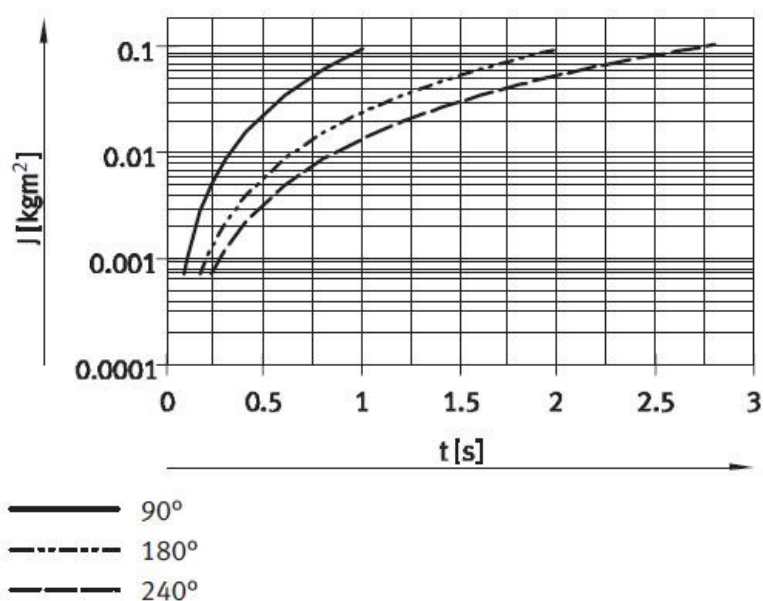


Abb. 5-23: Massenträgheitsmoment  $J$  in Abhängigkeit von der Schwenkzeit [26].

Die Abbildung 5-23 zeigt für unterschiedliche Schwenkwinkel die maximal zulässigen Massenträgheitsmomente für das interne Anschlagssystem. Für einen Schwenkwinkel von  $90^\circ$  resultiert ein maximales Massenträgheitsmoment  $J_{\max} = 0,1 \text{ kgm}^2$ . Demgegenüber steht das oben berechnete tatsächliche Massenträgheitsmoment  $J_{\text{gesamt}} = 0,096 \text{ kgm}^2$ . Somit gilt:

$$J_{\text{gesamt}} = 0,096 \text{ kgm}^2 \leq J_{\max} = 0,1 \text{ kgm}^2 \quad (5-26)$$

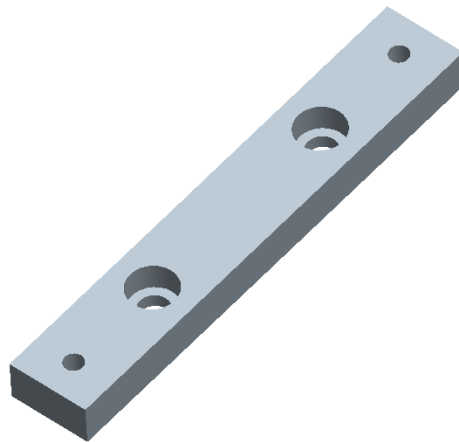
$J_{\max}$ : maximal zulässiges Massenträgheitsmoment für einen Schwenkwinkel von  $90^\circ$  und einer Schwenkzeit von 1 s [ $\text{kgm}^2$ ]

Das mitgelieferte interne Dämpfungssystem kann nach der Gleichung (5-26) eingesetzt werden. Jedoch erscheint es sinnvoller ein externes Anschlagssystem zu verwenden, da kein erwähnenswerter Sicherheitsfaktor gegeben ist.

## 5.2.7 Konstruktive Integration des pneumatischen Schwenkantriebs

### Die Lagerplatte des Schwenkantriebes:

Der Schwenkantrieb muss an dem bestehenden Versuchsaufbau montiert werden können. Durch die Verwendung von Aluminiumprofilen ist dies relativ einfach durch eine geeignete Lagerplatte umzusetzen. Die in der Abbildung 5-24 ersichtlichen äußeren Gewindebohrungen dienen der Befestigung der Lagerplatte an die eingesetzten Aluminiumprofile. Die inneren Durchgangslöcher dienen der Verschraubung der Lagerplatte mit dem Schwenkantrieb.

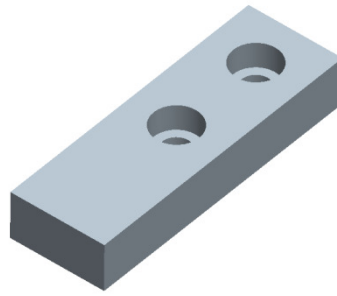


*Abb. 5-24: 3D-Darstellung der Lagerplatte des Schwenkantriebes, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Die Lagerplatte dient der Befestigung des Schwenkantriebes an die Aluminiumprofile.*

### Der Stopper:

Wie oben bereits nachgewiesen, könnte das mitgelieferte Anschlagssystem theoretisch verwendet werden. Jedoch besteht bereits beim Einstellen einer nur etwas kürzeren Schwenkzeit die Gefahr, dass das maximal zulässige Massenträgheitsmoment nicht mehr eingehalten werden kann, und dementsprechend die Dämpfungselemente der Belastung nicht mehr standhalten. Daher soll ein externes Anschlagssystem bereitgestellt werden. Dazu ist lediglich ein Bauteil zu konstruieren, welches die Schwenkbewegung nach dem erforderlichen Schwenkwinkel von  $90^\circ$  stoppt. Der konstruierte Stopper ist in der Abbildung 5-25 dargestellt.

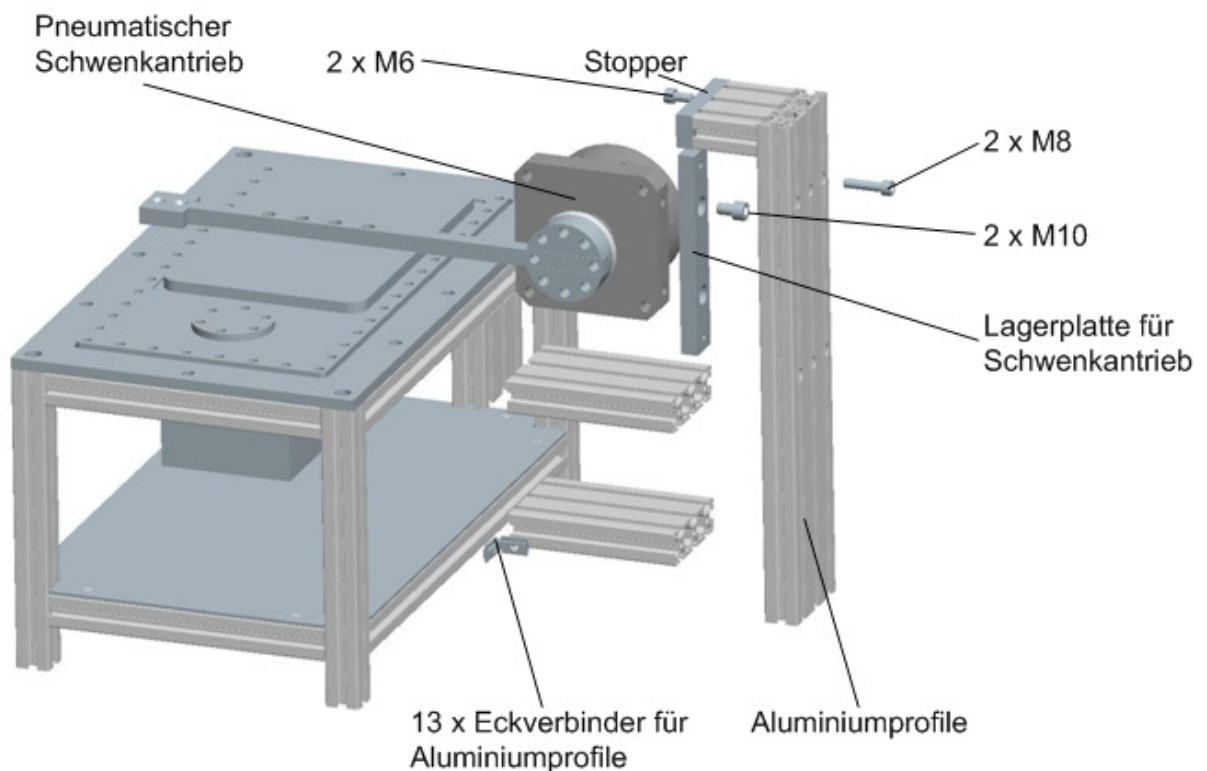




**Abb. 5-25: 3D-Darstellung der Stoppers, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.** Der Stopper dient dazu, die Hebelkonstruktion in einer definierten Position zu stoppen. Dadurch wird ein externes Anschlagssystem für die Schwenkbewegung der Hebelkonstruktion realisiert.

### Integration des Schwenkantriebs in den bestehenden Aufbau:

Die finale Integration des Schwenkantriebes in den bestehenden Versuchsaufbau zeigt die Abbildung 5-26.



**Abb. 5-26: 3D-Darstellung der Möglichkeit zur Integration des Schwenkantriebes in den bestehenden Aufbau, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0.** Zu sehen ist der Stopper, der mit den Aluminiumprofilen verschraubt wird, und damit ein externes Anschlagssystem für den Schwenkantrieb bereitstellt. Der Schwenkantrieb wird mit der dargestellten Lagerplatte an den bestehenden Aufbau montiert.

## 5.2.8 Auslegung und Integration des Spannzylinders

Zur Abdichtung des Tauchbehälters ist zu gewährleisten, dass der im Schwenkdeckel montierte O-Ring im geschlossenen Zustand des Schwenkantriebs ausreichend verpresst wird. Nur dann wird eine ausreichende Dichtwirkung erreicht. Daher soll im Folgenden die zur Verpressung des O-Rings erforderliche Presskraft berechnet und die Dimension des pneumatischen Spannzylinders entsprechend dieser Kraft ausgewählt werden. Im Anschluss daran wird auf die konstruktive Integration des Spannzylinders in den bestehenden Versuchsaufbau eingegangen.

### Auslegungsrechnung des pneumatischen Spannzylinders:

Die Abbildung 5-27 zeigt die erforderliche Presskraft bei 10%, 15% und 20% Verpressung eines O-Rings. Dabei handelt es sich um spezifische Richtwerte bei +20°C.

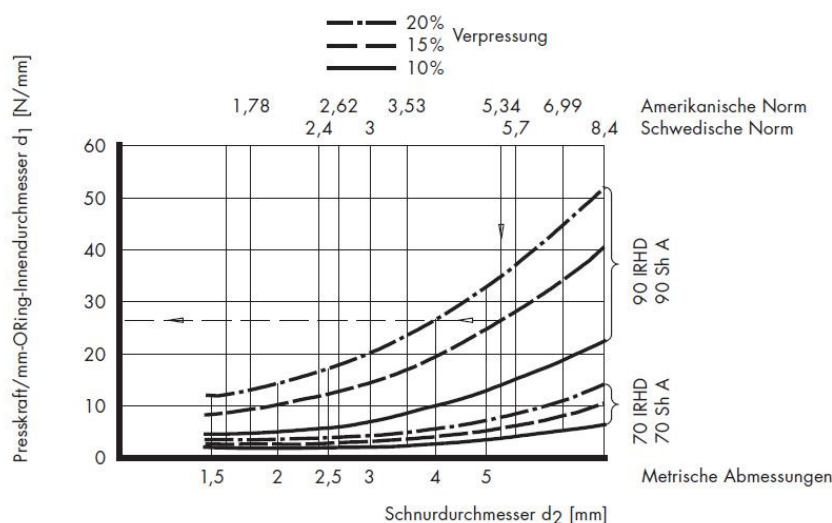


Abb. 5-27: Erforderliche Presskraft bei 10%, 15% und 20% Verpressung einer Elastomerrundschnur mit einer Härte von 70Shore beziehungsweise 90Shore [3].

Wie die Abbildung 5-27 zeigt, wird die erforderliche Presskraft von dreierlei Faktoren bestimmt: Zum einen ist die Shore Härte des verwendeten Elastomers entscheidend. Zum anderen reduziert ein geringerer Schnurdurchmesser des O-Rings die erforderliche Presskraft deutlich. Letztendlich ist relevant, welche prozentuale Verpressung des O-Rings erreicht werden soll. Um die erforderliche Presskraft möglichst gering zu halten, wurde eine Rundschnur aus EPDM mit einem Schnurdurchmesser von 3mm und einer Härte von 70Shore

gewählt. Dieser soll um 10% verpresst werden. Aus dem Diagramm kann die in (5-27) aufgeführte erforderliche Presskraft abgelesen werden. [3, 1]

$$F_{\text{Presskraft/mm}} \cong 1,5 \frac{N}{mm} \quad (5-27)$$

$F_{\text{Presskraft/mm}}$ : erforderliche Presskraft pro Millimeter O-Ring Innendurchmesser bei 10%iger Verpressung einer Rundschnur aus EPDM mit einer Härte von 70Shore  $[\frac{N}{mm}]$

Die erforderliche Gesamtpresskraft ergibt sich durch Multiplikation des aus dem Diagramm abgelesenen Richtwertes mit dem O-Ring Innendurchmesser [3]. Der O-Ring des Schwenckdeckels hat den in (5-28) angeführten Innendurchmesser.

$$d_{\text{innen}} \cong 270mm \quad (5-28)$$

$d_{\text{innen}}$ : Innendurchmesser des verwendeten O-Rings [mm]

Daraus folgt nach der Gleichung (5-29) die Gesamtkraft.

$$F_{\text{Presskraft}} \cong F_{\text{Presskraft/mm}} * d_{\text{innen}} \cong 405N \quad (5-29)$$

$F_{\text{Presskraft}}$ : gesamte, erforderliche Presskraft, zur 10%igen Verpressung des O-Rings aus EPDM mit einer Härte von 70Shore [N]

Der ausgewählte, pneumatische Spannzyylinder kann bei 6bar die in Gleichung (5-30) aufgeführte theoretische Spannkraft in Höhe von 1682N aufbringen [27].

$$F_{\text{Spannzyylinder,6bar}} \cong 1682N \quad (5-30)$$

$F_{\text{Spannzyylinder}}$ : Theoretische Spannkraft des ausgewählten Spannzyinders [N]

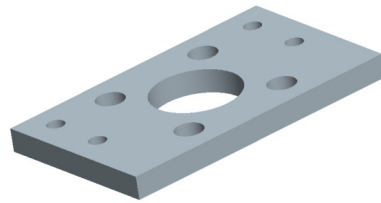
Somit folgt:

$$F_{\text{Presskraft}} \cong 405N \leq F_{\text{Spannzyylinder}} \cong 1682N \quad (5-31)$$

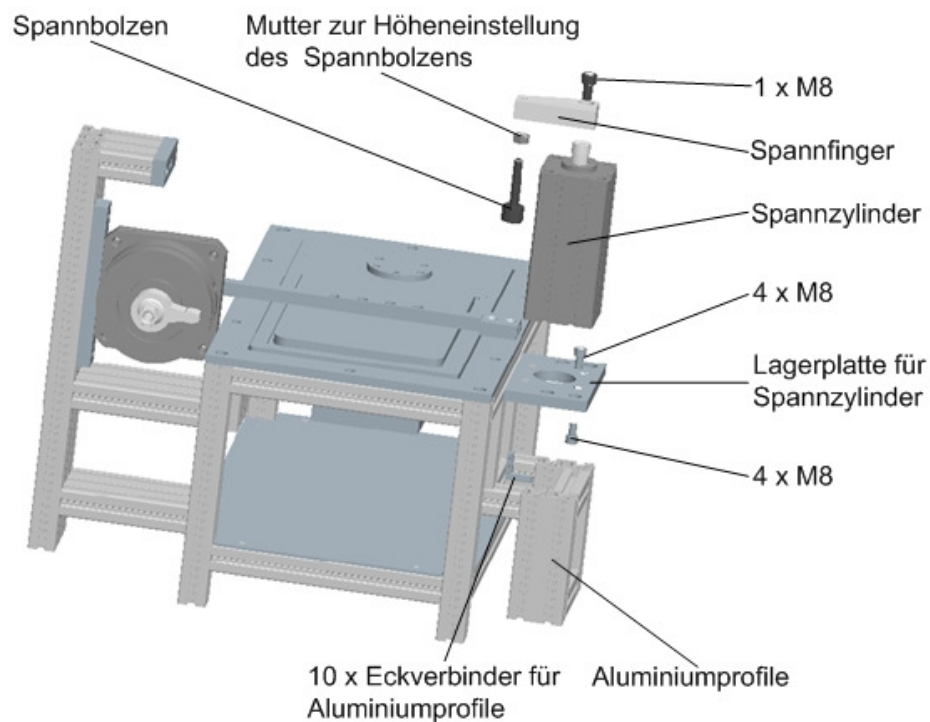
Der ausgewählte Spannzyylinder kann nach der Formel (5-31) die erforderliche Spannkraft zur Verpressung des O-Rings aufbringen.

### Konstruktive Integration des Spannzyllinders in den Versuchsaufbau:

Wie der pneumatische Schwenkantrieb, kann auch der pneumatische Spannzyllinder mittels Aluminiumprofile und entsprechender Lagerplatte in den bestehenden Versuchsaufbau integriert werden. Die dazu erforderliche Lagerplatte wird in der Abbildung 5-28 verdeutlicht. Die Montagemöglichkeit des Spannzyllinders an die bestehende Tauchvorrichtung kann, wie in der Abbildung 5-29 gezeigt, realisiert werden.



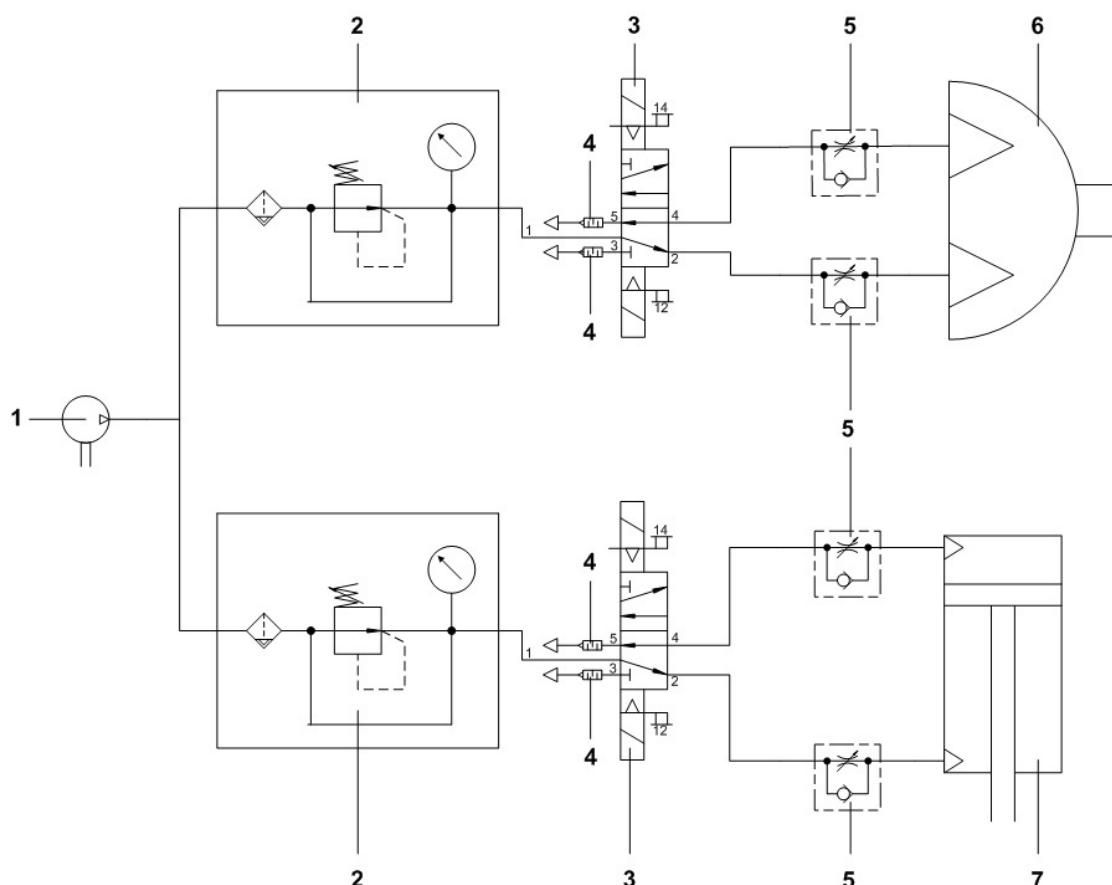
**Abb. 5-28:** 3D-Darstellung der Lagerplatte für die Spannvorrichtung, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Die äußeren Durchgangslöcher dienen der Verschraubung mit den Aluminiumprofilen, die Inneren ermöglichen die Befestigung des Spannzyllinders.



**Abb. 5-29:** 3D-Darstellung der Integrationsmöglichkeit des pneumatischen Spannzyllinders, erstellt mit Pro Engineer Wildfire 4.0. Zu sehen sind: Lagerplatte, Spannzyllinder, Spannfinger, Spannbolzen, Mutter zur Höheneinstellung des Spannbolzens, sowie die verwendeten Aluminiumprofile und Verbindungselemente.

### 5.3 Aufbau der Druckluftstrecke

Im diesem Kapitel soll auf die Komponenten der Druckluftstrecke, sowie deren Zusammenwirken eingegangen werden. Dies soll einerseits dem besseren Verständnis der Funktionsweise der pneumatischen Komponenten dienen. Andererseits soll dadurch die spätere Umsetzung einer geeigneten Steuerung erleichtert werden. Die Abbildung 5-30 zeigt den Aufbau der Druckluftstrecke.



**Abb. 5-30: Aufbau der Druckluftstrecke.** Ein Kompressor (1) erzeugt die Druckluft und stellt über einen Verteiler zwei Druckluftanschlüsse zur Verfügung. Daran werden Filterregelventile (2) angeschlossen. Diese filtern die, vom Kompressor (1) kommende Druckluft und ermöglichen, den jeweils erforderlichen Betriebsdruck des Schwenkantriebs (6), beziehungsweise Spannzyinders (7), exakt einzustellen. Bei den nachgeschalteten Magnetventilen (3) handelt es sich um 5/2-Impulsventile, die jeweils über zwei Induktionsspulen angesteuert werden können. An den Magnetventilen (3) angebrachte Geräuschdämpfer (4) dienen dazu, den Geräuschpegel während dem Schaltvorgang zu minimieren. Die vor dem doppelwirkenden Schwenkantrieb (6) und Spannzyylinder (7) angebrachten Drosselrückschlagventile (5) erlauben die Geschwindigkeitsregulierung der Schwenk- beziehungsweise Spannbewegung.

Wie die Abbildung 5-30 zeigt, wird die Druckluft von einem Kompressor erzeugt, welcher über Druckluftleitungen und einen Verteiler zwei Druckluftanschlüsse zur Verfügung stellt. Die getrennten Druckluftanschlüsse sind erforderlich, um die beiden pneumatischen

Komponenten (Schwenkantrieb und Spannzyylinder) mit unterschiedlichem Druck bedienen zu können.

An den beiden Druckluftanschlüssen sind zunächst Filterregelventile montiert. Diese haben im Wesentlichen zwei Aufgaben: Zum einen ermöglichen die integrierten Druckbegrenzungsventile eine exakte Einstellung des Druckes, um dadurch den optimalen Betriebsdruck der einzelnen, pneumatischen Komponenten einstellen zu können. Zum anderen enthalten die verwendeten Ventile eine zusätzliche Filterfunktion. Dabei wird die vom Kompressor kommende Druckluft von Partikeln mit einer Größe bis zu 40µm gesäubert, bevor diese die pneumatischen Komponenten durchläuft. [30]

Hinter den Filterregelventilen werden die Magnetventile angeschlossen. Bei den verwendeten pneumatischen Komponenten (Schwenkantrieb und Spannzyylinder) handelt es sich um doppelwirkende Zylinder. Dies bedeutet, dass das Ein- und Ausfahren des Zylinders mittels pneumatischer Energie erfolgt. Im Vergleich dazu werden einfachwirkende Zylinder zwar mittels pneumatischer Energie ausgefahren, jedoch erfolgt das Einfahren in der Regel über eine Rückstellfeder. Daher verfügen sowohl der Spannzyylinder, als auch der Schwenkantrieb über jeweils zwei Druckluftanschlüsse. [69]

Da es sich um doppelwirkende Zylinder handelt, können sogenannte 5/2-Wegeventile eingesetzt werden. Diese besitzen im Allgemeinen fünf Anschlüsse und zwei Schaltstellungen. Die Anschlüsse sind zur Verdeutlichung in der Abbildung 5-30 dargestellt. Dabei stellt der Anschluss 1 die, vom Kompressor kommende Druckluft, bereit. Anschluss 2 und 4 sind sogenannte Arbeitsanschlüsse. Diese können die eingesetzten pneumatischen Komponenten, abhängig von der Schaltstellung, in beliebiger Richtung, mit Druckluft versorgen. Die Anschlüsse 3 und 5 dienen der Entlüftung und damit dem Abfluss der Druckluft. Hierbei ist empfehlenswert, direkt an den Entlüftungsanschlüssen Geräuschdämpfer anzubringen, um damit den Geräuschpegel während dem Schaltvorgang zu minimieren. Die beiden Ventilstellungen können durch die Steueranschlüsse 12 und 14 gesteuert werden. So bewirkt beispielsweise ein elektrischer Impuls am Steueranschluss 12 eine Verbindung der Arbeitsanschlüsse 1 und 2. [32, 33, 36]

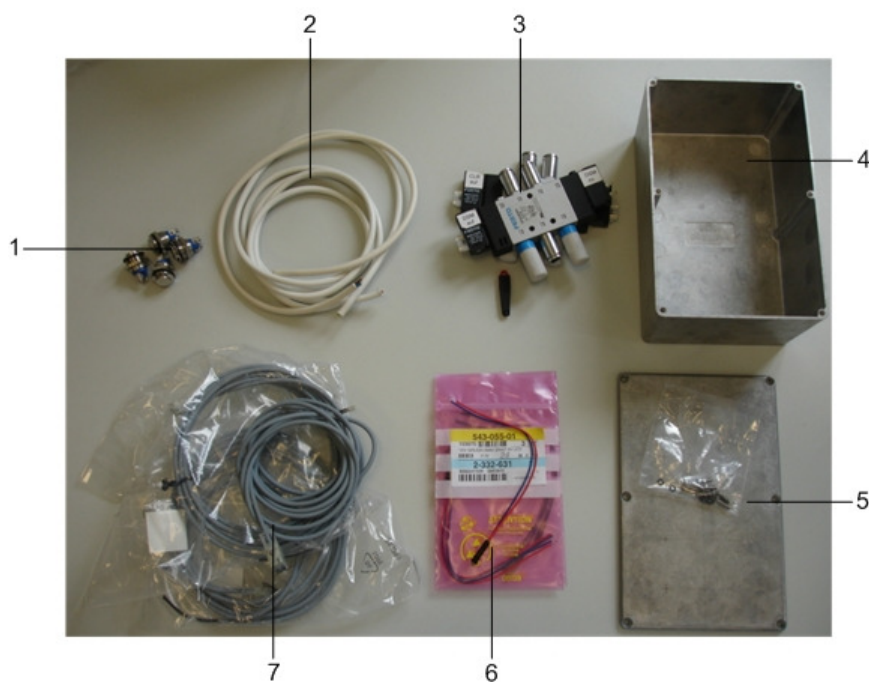
Zur Steuerung der Geschwindigkeit der Schwenkbewegung, beziehungsweise der Bewegung des Spannzyinders, sind an den beiden pneumatischen Komponenten jeweils zwei Drosselrückschlagventile angebracht. [29]

## 5.4 Steuerung der Schließvorrichtung

Durch eine elektrisch betätigte Steuerung soll erreicht werden, dass der Schließmechanismus außerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes bedient werden kann. Zur Steuerung der pneumatischen Komponenten kommen 5/2-Magnetventile zum Einsatz. Diese besitzen jeweils zwei Induktionsspulen, welche durch Anlegen einer Spannung von 24V aktiviert werden. Somit erfüllen die Ventile die folgenden Funktionen: Öffnen und Schließen des Schwenckdeckels, sowie Öffnen und Schließen der Spannvorrichtung.

### Erforderliche Komponenten:

Zur Umsetzung der Schließvorrichtung sind einige Komponenten erforderlich. Diese sind in der Abbildung 5-31 dargestellt:



**Abb. 5-31: Erforderliche Komponenten der Steuerung.** Zu sehen sind: Elektrische Taster (1), Stromkabel (2), Magnetventile (3), Steuerungsgehäuse aus Aluminium (4), Deckel des Steuerungsgehäuses samt erforderlicher Schrauben (5), Leuchtdioden (6) sowie die Verbindungsleitungen der Magnetventile (7).

### Elektrische Taster:

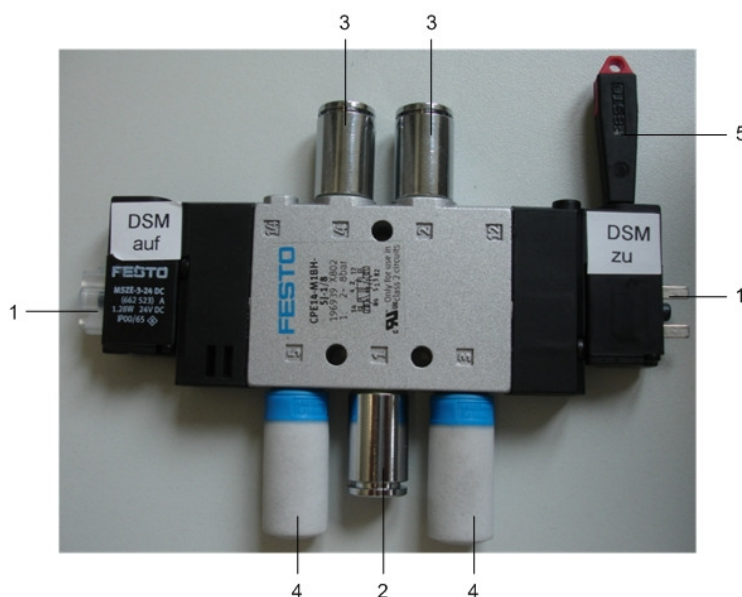
Um eine Induktionsspule zu aktivieren sollen elektrische Taster verwendet werden. Bei der Betätigung elektrischer Taster werden Kontakte in Bewegung gebracht und so miteinander verbunden. Dadurch wird der Stromkreislauf geschlossen und eine Stromversorgung der entsprechenden Induktionsspule ermöglicht. [22]

### *Stromkabel:*

Um die Verbindungsleitungen der Magnetventile und damit die Magnetventile selbst mit einer definierten Spannung versorgen zu können, ist ein Stromkabel erforderlich, welches eine Spannung von 24V bereitstellt. Bei dem verwendeten Stromkabel handelt es sich um ein vieradriges Kabel, sodass alle vier Induktionsspulen über die Verbindungsleitungen mit Strom versorgt werden können. Dazu wird das Stromkabel an einem geeigneten Netzteil (24V) angeschlossen und mit den Verbindungsleitungen der Magnetventile verbunden.

### *Magnetventile und Verbindungsleitungen:*

Auf die Magnetventile wurde bereits in den Kapiteln 4.3.6 und 5.3 ausführlich eingegangen. Daher soll in diesem Kapitel lediglich das, mit den entsprechenden pneumatischen Steckverbindungen und Schalldämpfern, versehene Magnetventil in der Abbildung 5-32 dargestellt werden. Das Anlegen der geforderten Spannung (24V) erfolgt über Verbindungsleitungen, die mittels Steckverbindung mit den Induktionsspulen verbunden werden können und über das Stromkabel mit Strom versorgt werden.



**Abb. 5-32: Magnetventile mit Anschlusstechnik.** Zu sehen ist eines der beiden, für die Steuerung der Schließvorrichtung erforderlichen Magnetventile. Über die Steckverbindung (2) wird Druckluft, vom Kompressor kommend, bereitgestellt. Die Steckverbindungen (3) dienen der Versorgung der pneumatischen Zylinder in gewünschter Richtung. Um den Geräuschpegel beim Schaltvorgang zu reduzieren, sind Schalldämpfer (4) an den Entlüftungsstellen angebracht. Der Schaltvorgang kann elektrisch (1), durch Anlegen einer Spannung von 24V erfolgen oder manuell mit einer Handhilfsbetätigung (5).



### *Leuchtdioden:*

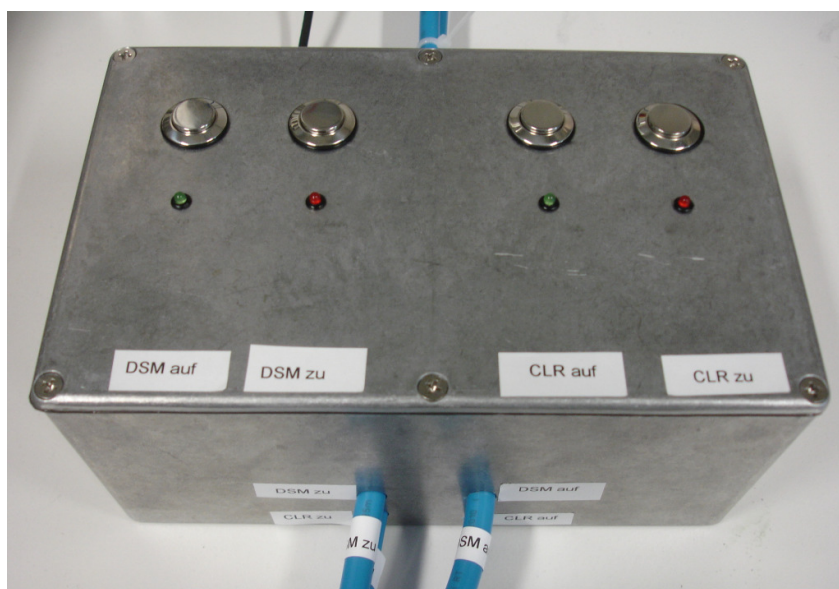
Zur Visualisierung, welcher elektrische Taster und damit welche Induktionsspule gerade aktiv ist, sollen Leuchtdioden verwendet werden. Die verwendeten Leuchtdioden dienen somit der Pegelanzeige. [92]

### *Steuerungsgehäuse und Netzteil:*

Um die einzelnen, vorgestellten Komponenten bedienerfreundlich zu montieren, und so eine intuitive Bedienung der elektrischen Steuerung zu ermöglichen, wird ein Gehäuse aus Aluminium verwendet. Zur Bereitstellung der erforderlichen Spannung zur Ansteuerung der Magnetventile wird ein 24V-Netzteil verwendet.

### **Die umgesetzte Steuerung:**

Zur Umsetzung der Steuerung sind zunächst die erforderlichen Öffnungen für die Verschlauchung und Verkabelung im Gehäuse vorzusehen. Im Anschluss daran sind die elektrischen Komponenten nach dem im Anhang D aufgeführten Schaltplan miteinander zu verbinden. Anschließend sind die pneumatischen Komponenten über Druckluftschläuche mit der Steuerung zu verbinden und die elektrischen Magnetventile mit Strom zu versorgen. Die Steuerung zum Öffnen und Schließen der Tauchvorrichtung ist in der Abbildung 5-33 dargestellt.



**Abb. 5-33: Steuerung zum Öffnen und Schließen der Tauchvorrichtung.** Zu sehen sind insbesondere die, im Gehäusedeckel integrierten elektrischen Taster und Leuchtdioden, welche die Bedienung der Schließvorrichtung ermöglichen. Zu sehen sind des Weiteren die Ein- und Ausgänge der Druckluftleitungen, beziehungsweise der Stromzuführung.

## 5.5 Inbetriebnahme der Tauchvorrichtung und Tauchversuch

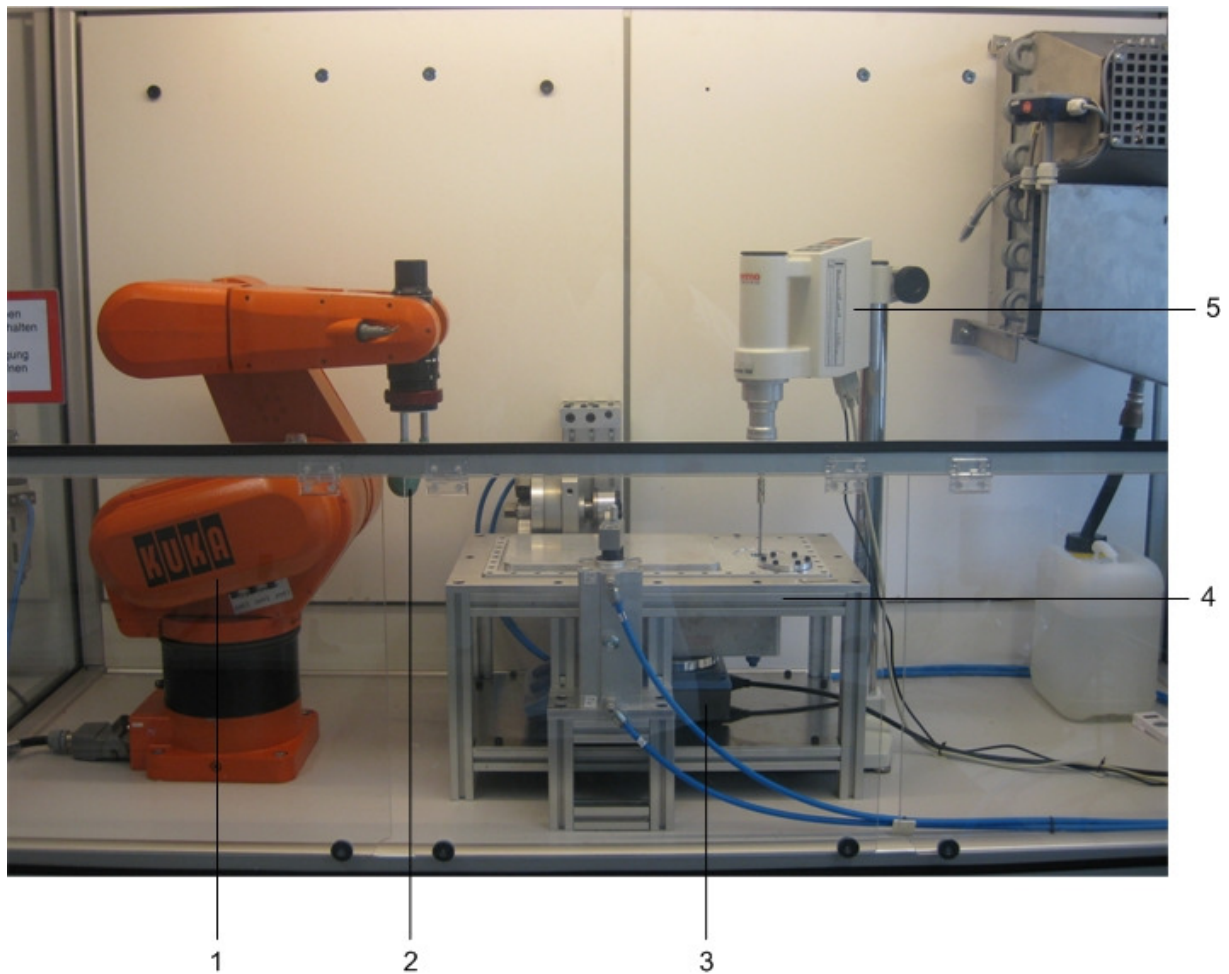
### Gesamtaufbau der Versuchsumgebung im Gefahrstoffarbeitsplatz:

Zur Inbetriebnahme des Versuchstandes ist zunächst die konstruierte Tauchvorrichtung geeignet im Gefahrstoffarbeitsplatz zu positionieren. Dabei sind zwei Aspekte zu beachten: Einerseits darf der Abstand des Tauchbeckens vom Roboter nicht zu groß gewählt werden, sodass das Tauchwerkzeug über den Tauchroboter in die Polymerlösung getaucht werden kann. Andererseits muss zur Integration des Viskosimeters in den Versuchsaufbau ausreichend Platz zur Verfügung stehen.

Im Anschluss daran können die pneumatischen Komponenten, entsprechend der in Kapitel 5.3 diskutierten Druckluftstrecke, mit Druckluft versorgt werden. Für den pneumatischen Schwenkantrieb hat sich ein Betriebsdruck von 4bar als ausreichend herausgestellt, der Spannzylinder soll mit einem Betriebsdruck von 3bar betrieben werden. Die in Kapitel 5.4 vorgestellte Steuerung der Schließvorrichtung ist außerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes und neben dem Messrechner und der Steuereinheit des Roboters zu positionieren.

Zur Messung der Viskosität ist das Viskosimeter in den Versuchsaufbau zu integrieren. Dazu wird dieses so im Gefahrstoffarbeitsplatz positioniert, dass der Messkopf, über die konstruktiv vorgesehene Öffnung der Deckelteilung, in die Polymerlösung getaucht werden kann. Um Viskositätsmessungen am Messrechner durchführen zu können, ist das Viskosimeter über eine serielle Schnittstelle mit dem Messrechner zu verbinden. Auf diesem steht die Mess- und Auswertungssoftware „RheoWin“ der Firma Thermo Scientific Ltd & Co. KG zur Verfügung.

Abschließend wird der Magnetrührer zur Homogenisierung der Polymerlösung unterhalb des Tauchbehälters montiert. Ein passender Rührfisch ist im Tauchbehälter bereitzustellen. Der Gesamtaufbau der Versuchsumgebung wird in der Abbildung 5-34 dargestellt.



**Abb. 5-34: Gesamtaufbau der Versuchsumgebung.** Zu sehen sind die folgenden, im Gefahrstoffarbeitsplatz aufgebauten Komponenten des Versuchstands: Tauchroboter (1) mit Tauchwerkzeug (2), Magnetrührer (3), konstruierte Tauchvorrichtung (4) und das im Versuchsaufbau integrierte Viskosimeter (5).

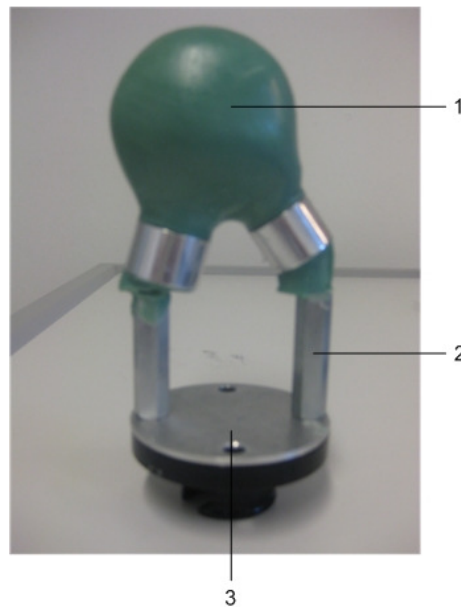
### **Vorbereitungen für den Tauchvorgang:**

Zur Durchführung eines Tauchversuches sind einige Vorbereitungen erforderlich. Diese sollen im Folgenden diskutiert werden.

#### *Tauchwerkzeug bereitstellen:*

Zunächst ist ein Tauchwerkzeug herzustellen. Dabei wird die in Kapitel 4.1.1 bereits diskutierte Werkzeugform aus Aluminium verwendet. Um den Wachskern besser entformen zu können, wird die Aluminiumform zunächst geeignet beschichtet und im Ofen vorgewärmt. Danach wird das Wachs in einem Ofen bei circa 80°C geschmolzen und anschließend in die vorgewärmte Aluminiumform gegossen. Um den Wachskern am Roboter mittels

Schnellspanvorrichtung montieren zu können, werden zwei Gewindestifte im Wachskern eingegossen. Nachdem das Wachs bei Umgebungstemperatur abgekühlt wurde, kann der Wachskern entformt werden. Zur Optimierung der Oberfläche des Wachskerns und zum besseren Ausschmelzen des Waxes nach dem Tauchvorgang, wird auf dem Wachskern eine wasserlösliche Beschichtung aufgebracht. Abschließend wird der Wachskern über die Gewindestifte an der Schnellspanvorrichtung montiert. Dadurch wird eine einfache Montagemöglichkeit der Tauchform am Roboter ermöglicht. Die Abbildung 5-35 zeigt das nach diesem Prinzip hergestellte Tauchwerkzeug zur Herstellung der künstlichen Ventrikel.



**Abb. 5-35: Tauchwerkzeug zur Herstellung der künstlichen Ventrikel.** Zu sehen ist das zur Herstellung der künstlichen Pumpkammern erforderliche Tauchwerkzeug. Der Wachskern (1) wird über die eingegossenen Gewindestifte mittels Gewindehülsen (2) mit der Schnellspanvorrichtung (3) des Roboters verbunden. Dadurch kann das Tauchwerkzeug aufwandsarm am Roboter montiert werden.

#### *Polymerlösung bereitstellen:*

Um eine Polymerlösung definierter Viskosität herzustellen, wird das Polyurethan in einem geeigneten Lösemittel gelöst. Um eine wertmäßig vorgegebene Viskosität der Polymerlösung zu erreichen, wird die Viskosität der Polymerlösung in bestimmten Zeitabständen gemessen und bei Abweichungen vom Soll-Wert der Polymerlösung weiteres Lösemittel (Polymerlösung wird dünnflüssiger) beziehungsweise Polyurethan (Polymerlösung wird dickflüssiger) manuell zugegeben.

### *Programmierung der Tauchkurve:*

Die Qualität der hergestellten Ventrikel wird wesentlich von der verwendeten Tauchkurve des Roboters definiert. Daher wurde vor der Versuchsdurchführung eine Tauchkurve über die Steuerung des Tauchroboters programmiert.

### **Der Tauchvorgang und Entformen der Polyurethanmembran:**

Nachdem die Voraussetzungen zur Durchführung eines Tauchversuches gegeben sind, kann ein Tauchversuch durchgeführt werden. Vor dem Tauchvorgang ist die Viskosität der Polymerlösung mit der Mess- und Auswertungssoftware „RheoWin“ zu messen. Die softwaretechnischen Grundeinstellungen zur Messung der Viskosität können dem Anhang E entnommen werden. Liegt die Viskosität innerhalb des definierten Toleranzwertes kann der Tauchvorgang gestartet werden. Dieser kann in folgende Teilschritte eingeteilt werden:

- Öffnen des Schwenkdeckels: Das Tauchwerkzeug befindet sich außerhalb des Schwenkbereichs des Tauchbehälterdeckels. Der Deckel des Tauchbehälters kann über die Steuerung des Schließmechanismus geöffnet werden.
- Ausgangsposition der Tauchform für den Tauchvorgang: Das Tauchwerkzeug wird mittels Roboter über der Polymerlösung positioniert.
- Tauchvorgang: Das Tauchwerkzeug wird zunächst durch eine vertikale Bewegung in die Polymerlösung getaucht. Beim anschließenden vertikalen Herausziehen des Wachskerns aus der Polymerlösung verbleibt eine dünne Schicht der Polymerlösung auf der Tauchform. Der Wachskern ist benetzt mit der Lösung aus Polyurethan und Lösemittel.
- Schließen des Schwenkdeckels: Das Tauchwerkzeug wird durch den Roboter außerhalb des Schwenkbereichs des Tauchbehälterdeckels positioniert. Der Deckel des Tauchbehälters kann über die Steuerung des Schließmechanismus geschlossen werden.
- Ausdampfen des Lösemittels: Das Tauchwerkzeug bewegt sich auf einer definierten Trajektorie. Während dieser Bewegung kann das Lösemittel aus der auf dem Wachskern befindlichen Polymerlösung ausdampfen.

Anschließend kann die Schnellspannvorrichtung vom Roboter demontiert werden. Die Abbildung 5-36 zeigt den mit Polyurethan benetzten Wachskern nach dem Tauchprozess.



*Abb. 5-36: Mit Polyurethan benetzter Wachskern nach dem Tauchvorgang.*

Zum Entformen der auf dem Wachskern aufgetragenen Polymerschicht ist das Wachs auszuschmelzen. Dazu wird der mit Polyurethan benetzte Wachskern von der Schnellspannvorrichtung demontiert und anschließend im Ofen auf ungefähr 80°C erhitzt, sodass das flüssige Wachs aus dem Ventrikel fließen kann. Abschließend wird die hergestellte künstliche Pumpkammer in Wasser eingelegt. Dadurch kann sich die vor dem Tauchvorgang auf dem Wachskern aufgebrachte, wasserlösliche Beschichtung von der Polymerschicht lösen. Eine dünne Membran in Form der künstlichen Pumpkammern wurde hergestellt. Diese wird in der Abbildung 5-37 dargestellt.



*Abb. 5-37: Mittels Tauchen hergestellte, künstliche Pumpkammer. Zu sehen ist die nach dem Entformen zurückbleibende Membran aus Polyurethan.*

## 6 Diskussion

Nachdem der Versuchsaufbau realisiert ist, soll der konzipierte und umgesetzte Lösungsansatz abschließend bezüglich Stärken und Schwächen analysiert und mögliche Optimierungsmöglichkeiten aufgezeigt werden. Dabei wird zunächst auf die Erreichung der, an den Versuchsstand gestellten Anforderungen eingegangen. Im Anschluss daran wird die umgesetzte Tauchvorrichtung kritisch hinterfragt, um dadurch mögliche Potenziale für die Weiterentwicklung und Optimierung der Tauchvorrichtung herauszuarbeiten. Das Kapitel endet mit einem Ausblick.

### 6.1 Bewertung der Zielerreichung

#### **Erfüllung der Anforderungen an den Versuchsstand:**

Im Rahmen der Zielanalyse wurden einige Anforderungen an die zu realisierende Tauchvorrichtung zur Herstellung der Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems formuliert. Diese sollen hinsichtlich Ihrer Erfüllung im Folgenden diskutiert werden:

#### *Geometrie:*

Die Anforderungen bezüglich der geometrischen Abmessungen an den Versuchsaufbau wurden erreicht. Es können Tauchbehälter unterschiedlicher Volumina mit einer Breite von  $b_{tb} = 110\text{mm}$ , einer Tiefe von  $t_{tb} = 100\text{mm}$  und einer Länge zwischen  $l_{tb,\text{min}} = 100\text{mm}$  und  $l_{tb,\text{max}} = 300\text{mm}$  in der Tauchbehälterhalterung bereitgestellt werden. Auch die maximal zur Verfügung stehenden räumlichen Abmessungen der gesamten Versuchsanordnung wurden bei der Umsetzung berücksichtigt. Somit ist es möglich, dass die gesamte Versuchsumgebung (Tauchvorrichtung, Viskosimeter, Magnetrührer, pneumatische Komponenten) im Gefahrstoffarbeitsplatz aufgebaut werden können.

#### *Verwendete Konstruktionswerkstoffe:*

Als Konstruktionswerkstoff für die Bauteile der Tauchvorrichtung wurde die Aluminiumlegierung AlMg4,5Mn verwendet. Diese Legierung ist einerseits gekennzeichnet durch eine sehr gute Korrosionsbeständigkeit. Daher kann dieser Werkstoff bezüglich der Resistenz gegen die verwendeten Lösemittel bedenkenlos eingesetzt werden. Andererseits handelt es sich bei dieser Legierung um einen Standardwerkstoff zur Herstellung von Behältern in der Chemie- und Lebensmittelindustrie. Daher kann davon ausgegangen werden, dass der Werkstoff keine toxischen Substanzen an die Polymerlösung abgibt. [35]

Als Dichtungsmaterial wurde der Elastomerwerkstoff EPDM verwendet. EPDM ist beständig gegen eine Vielzahl gängiger Lösemittel. Wie der chemische Beständigkeitstest im Kapitel 5.1 gezeigt hat, kann das genannte Elastomer auch für die beiden relevanten Lösemittel als Dichtungsmaterial eingesetzt werden. Somit sind alle stofflichen Anforderungen an den Versuchsstand erfüllt.

#### *Energieversorgung:*

Bezüglich der Energie wurde gefordert, dass diese möglichst explosionsgeschützt und durch ein einheitliches Prinzip bereitgestellt wird. Dies wurde nur zum Teil erreicht. Zwar konnte durch Verwendung pneumatischer Komponenten, zur Umsetzung der Schließvorrichtung, erreicht werden, dass eine Explosionsgefährdung weitgehend ausgeschlossen werden kann. Jedoch müssen das Viskosimeter sowie der magnetische Rührer elektrisch betrieben werden. Ein durchgehend einheitliches Konzept zur Bereitstellung der Energie wurde demnach nicht umgesetzt. Da dies jedoch keinerlei Auswirkung auf die Qualität der hergestellten Pumpkammern hat, ist das Nichterreichen dieser Anforderung von vernachlässigbarer Bedeutung.

#### *Montage:*

Wie bereits bei den geometrischen Anforderungen diskutiert, können in die Tauchbehälterhaltung Tauchbehälter unterschiedliche Volumina eingehängt werden. Zudem besteht die Möglichkeit, sowohl das ausgewählte Viskosimeter, als auch den Magnetrührer in die Tauchvorrichtung zu integrieren. Letztendlich kann der Versuchsaufbau, unter anderem durch Verwendung von Aluminiumprofile und deren Verbindungstechnik, relativ einfach mit weiteren Komponenten, im Rahmen einer Weiterentwicklung, ausgestattet werden. Somit sind alle, bezüglich der Montage erarbeiteten Anforderungen an die Versuchsumgebung erfüllt.

#### *Viskositätskontrolle:*

Um mittels Tauchprozess reproduzierbare, künstliche Pumpkammern gleichbleibender Qualität herstellen zu können, ist insbesondere die Messung der Viskosität der Polymerlösung vor, während und nach dem Tauchprozess essentiell. Durch die Integration des Viskosimeters in die Tauchvorrichtung wurde eine Möglichkeit geschaffen, mittels derer die Viskosität gemessen und aus Qualitätsgründen protokolliert werden kann.



*Austausch der Polymerlösung:*

Um Tauchversuche mit unterschiedlichen Polymerlösungen durchführen zu können, ist eine Ablassschraube im Tauchbehälter konstruktiv vorgesehen worden. Dadurch kann die Polymerlösung relativ einfach abgelassen, der Tauchbehälter gesäubert und eine neue Polymerlösung bereitgestellt werden.

*Mensch aus Gefahrenstelle fernhalten:*

Zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälters steht eine pneumatische Schließvorrichtung zur Verfügung, die außerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes bedient werden kann. Dadurch wird die Zeit, in der sich der Bediener im Gefahrenbereich befindet, reduziert. Auf die Anforderungen, den Menschen aus dem Gefahrenbereich fernzuhalten, wurde daher im Rahmen der automatisierten Schließvorrichtung eingegangen.

**Bewertung der Zieldefinition:**

Insgesamt wurde ein erster Prototyp geschaffen, der es ermöglicht, die künstlichen Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems mittels Tauchprozess herzustellen. Dieser Prototyp hat gegenüber dem vorherigen Lösungsansatz folgende Vorteile:

Der bestehende Ansatz zur Herstellung der Pumpkammern berücksichtigt die Prozessgröße Viskosität nicht. Die Schichtdicke der Pumpkammern und damit das Ergebnis des Tauchprozesses jedoch werden durch die Ziehgeschwindigkeit des Werkzeugs aus der Polymerlösung und insbesondere durch die Viskosität bestimmt. Daher wurde ein Viskosimeter in den Versuchsaufbau integriert, welches die Messung der Viskosität ermöglicht. Durch die Einführung dieser neuen Messgröße wird der Tauchprozess reproduzierbar und ermöglicht die Protokollierung der Viskosität aus Qualitätsgründen.

Bei der bisherigen Durchführung von Tauchversuchen wurden Kunststoffbehälter mit einem manuell verschraubbaren Deckel verwendet. Dies erscheint aus zweierlei Gründen problematisch: Zum einen befindet sich der Bediener zum Öffnen und Schließen des Tauchbehälterdeckels unnötig im Gefahrstoffbereich und ist somit den ausdampfenden Lösemittel ausgesetzt. Zum anderen ist dieser Vorgang für den Bediener zeitaufwändig und umständlich. Daher wurde bei der Umsetzung des neuen Lösungsansatzes eine automatische Schließvorrichtung vorgesehen, die außerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes bedient werden kann. Dadurch wird erreicht, dass sich der Bediener nicht unnötig im Gefahrstoffarbeitsplatz aufhalten muss. Zudem werden der Aufwand und damit die Zeit zum Öffnen und Schließen

des Tauchbehälters reduziert. Dadurch reduziert sich auch die Zeit, in der das Lösemittel, aus dem geöffneten Tauchbehälter, unerwünscht ausdampfen kann.

Der ursprüngliche Versuchsaufbau sieht keine Rührvorrichtung vor, die während dem Tauchprozess die Polymerlösung homogenisiert. Vielmehr wurde die Polymerlösung in Laborgläsern angerührt und anschließend in Tauchbehälter umgegossen. Zum einen erscheint dies für den Bediener aufwändig. Zum anderen können sich dadurch Luftblasen in der Polymerlösung bilden, die die Qualität der Polymerlösung beeinträchtigen und sich damit negativ auf die Qualität der mittels Tauchverfahren hergestellten Pumpkammern auswirken können. Daher wurde in der realisierten Versuchsumgebung eine magnetische Rührvorrichtung integriert, welche die Homogenisierung der Polymerlösung vor, nach und während dem Tauchprozess ermöglicht. Diese Rührvorrichtung hat zusätzlich eine Heizplatte. Durch entsprechendes Temperieren des Tauchgefäßes kann damit die Homogenisierung zusätzlich beschleunigt werden.

Wie bereits erwähnt, wurden als Tauchgefäße bisher Behälter mit manuell verschraubbaren Deckeln verwendet. Um unterschiedliche Tauchbehältergrößen, und damit Tauchbehälter unterschiedlicher Volumina bereitzustellen, wurde eine Tauchvorrichtung umgesetzt, die durch eine geeignete Halterung verschiedene Tauchbehältergrößen bereitstellen kann. Durch diesen modularen Aufbau der Tauchvorrichtung kann das, bezüglich des Füllstands und der Größe des Tauchwerkzeugs erforderliche Tauchvolumen in einem, für dieses Tauchwerkzeug dimensionierten, Tauchbehälter bereitgestellt werden. Dies spart einerseits Materialkosten, falls zum Beispiel bei kleineren Tauchwerkzeugen, Tauchbehälter kleinerer Tauchvolumina verwendet werden. Andererseits macht dies den Versuchsstand flexibel bezüglich dessen Einsatzmöglichkeiten.

## 6.2 Kritische Reflektion des Versuchsaufbaus

### **Konstanz der Viskosität:**

Obwohl die Tauchvorrichtung luftdicht durch geeignetes Dichtungsmaterial verschlossen werden kann, verdampft ein Teil des Lösemittels in der Polymerlösung unerwünscht: Einerseits während dem Öffnen und Schließen des Tauchbehälters, andererseits im Rahmen der Messung der Viskosität. Dadurch ist es nicht möglich, über längere Zeiten, die Viskosität auf einem konstanten Wert zu halten. Somit ist es erforderlich, das Lösemittel manuell, durch den Bediener, der Polymerlösung zuzugeben. Nur so kann die Viskosität der verwendeten Polymerlösung reduziert und der gewünschte Toleranzbereich erneut eingestellt werden. Die

manuelle Zugabe des Lösemittels erscheint aufwändig und eine exakte Einstellung der Viskosität nur schwer möglich, da eine relativ lange Zeit erforderlich ist, um die Polymerlösung in den verdünnten, homogenisierten Zustand zu bringen. Zudem muss sich der Bediener zur Verdünnung der Polymerlösung, in den Gefahrenbereich begeben.

#### **Luftdichte Integrationsmöglichkeit des Viskosimeters:**

Zur Messung der Viskosität muss zunächst der Blinddeckel demontiert werden. Danach ist der Messkopf des Viskosimeters durch die Deckelöffnung in die Polymerlösung zu tauchen und entsprechend am Viskosimeter zu befestigen. Der derzeitige Aufbau sieht demnach keine luftdichte Integration des Viskosimeters in den Versuchsaufbau vor. Somit kann während einer Viskositätsmessung stets eine undefinierte Menge des Lösemittels unerwünscht verdampfen. Zudem muss sich der Bediener zur Demontage des Blinddeckels im Gefahrenbereich aufhalten.

#### **Tauchkurve des Tauchroboters:**

Die umgesetzte Versuchsanordnung schränkt die Flexibilität bei der Programmierung der Tauchkurve des Roboters ein. Denn zum einen muss beim Herausziehen des Werkstückes aus der Polymerlösung zunächst gewartet werden, bis die auf dem Tauchwerkstück befindliche Polymerlösung ausreichend abgetropft ist. Nur dadurch kann ausgeschlossen werden, dass die Polymerlösung auf die Auflagefläche des Schwenkdeckels tropft und so eine ausreichende Abdichtwirkung des Tauchbehälters gewährleistet bleibt. Zum anderen ist die umgesetzte Tauchvorrichtung im Vergleich zu den bisher verwendeten Tauchbehältern höher. So kann das Tauchwerkzeug durch den Roboter, während des Ausdampfens der Polymerlösung auf dem Wackskern, nur in den Bereichen oberhalb der Tauchvorrichtung bewegt werden. Dies schränkt die Flexibilität der Tauchkurve zusätzlich ein.

#### **Temperaturmessung der Polymerlösung:**

Der verwendete, magnetische Rührer besitzt zwar eine Heizplatte und kann zur Erwärmung der Polymerlösung auf eine bestimmte Temperatur verwendet werden. Dadurch könnte beispielsweise die Homogenisierung der Polymerlösung beschleunigt werden. Jedoch sieht der Versuchsstand derzeit nur vor, dass die Temperatur der Heizplatte gemessen werden kann. Interessanter bei der Durchführung von Tauchversuchen wäre es allerdings, die Temperatur der Polymerlösung direkt zu ermitteln, anstatt nur die Temperatur der Heizplatte zu messen.

**Füllstand der Polymerlösung:**

Im Rahmen der Umsetzung der Tauchvorrichtung wurde vorgesehen, dass Behälter unterschiedlicher Volumina bereitgestellt werden können. Dadurch wird ermöglicht, dass bei der Auswahl eines Tauchbehälters mit etwas größeren Tauchvolumen, über eine längere Zeit, Pumpkammern hergestellt werden können, ohne dabei unvollständig mit dem Polyurethan benetzt zu werden. Dennoch sollte der Füllstand nach jedem Tauchversuch geprüft werden, ob ein Mindestfüllstand eingehalten wird oder der Füllstand durch Zugabe von Polyurethan und/oder Lösemittel korrigiert werden muss. Aus Qualitätsgründen und zur Reduzierung des Aufwands wäre es jedoch optimaler, den Füllstand der Polymerlösung fortlaufend und automatisiert zu messen.

**Sicherheitskritische Aspekte:**

Einige sicherheitskritische Aspekte sind bisher im Versuchsaufbau noch nicht berücksichtigt: So könnten durch unachtsame oder fehlerhafte Bedienung der Schließvorrichtung bestimmte Komponenten beschädigt werden. Denkbar wäre hier zum Beispiel, dass der Bediener den Tauchbehälterdeckel schließt, obwohl sich das Werkzeug des Roboters noch in der Polymerlösung befindet. Oder die Schwenkbewegung des Schwenkdeckels wird eingeleitet, obwohl sich der Spannzylinder noch im geschlossenen Zustand befindet. Zudem kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich der Bediener während der Betätigung des Schließmechanismus innerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes aufhält. So erscheinen insbesondere die Schwenkbewegung des Schwenkdeckels und der Spannvorgang des Linearspanners als für den Bediener gefährlich, falls dieser sich während dem Schließvorgang im Gefahrenbereich aufhält. Besonders diese sicherheitsrelevanten Aspekte sind im bestehenden Versuchsaufbau nicht berücksichtigt.

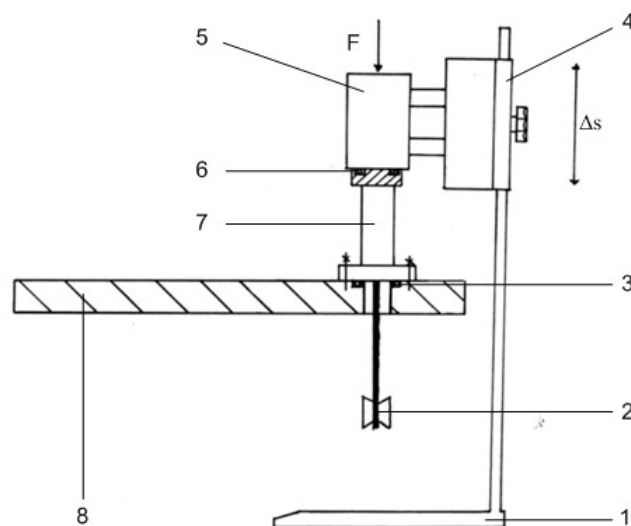
**6.3 Ausblick**

Die realisierte Tauchvorrichtung zur Herstellung der künstlichen Ventrikel des DLR-Herzunterstützungssystems ist als erster Prototyp zu verstehen. Somit gibt es durchaus noch Potenzial für Optimierungsmöglichkeiten und Weiterentwicklungen. Daher werden im Folgenden einige Schwächen aufgegriffen, um dadurch Ideen und Möglichkeiten für die weitere Optimierung abzuleiten.

### Optimierte Integrationsmöglichkeit des Viskosimeters:

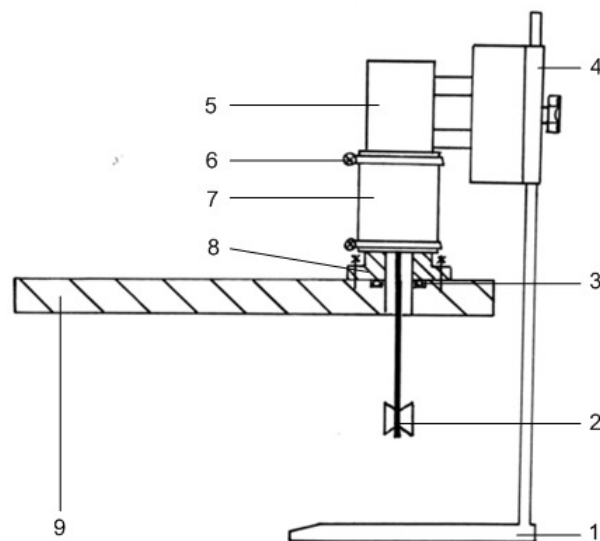
Während der Viskositätsmessung kann ein unbestimmter Anteil an Lösemittel aus der Polymerlösung unerwünscht verdampfen. Um dies zu vermeiden, müsste eine luftdichte Integrationsmöglichkeit für das Viskosimeter geschaffen werden. Die Schwierigkeit dabei ist insbesondere die Abdichtung der rotierenden Achse des Rotationsviskosimeters, da diese keinerlei Kontakt mit anderen Bauteilen haben darf, um so das Ergebnis der Viskositätsmessung nicht zu verfälschen. Zur Lösung dieses Problems wären grundsätzlich zwei Lösungsansätze denkbar:

Zum einen könnte ein hohles, zylindrisches Bauteil konstruiert werden, welches mittels geeigneter Dichtverbindung mit der Deckelteilung verschraubt werden kann. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass eine Dichtverbindung zwischen Viskosimeter und dem zylindrischen Bauteil konstruktiv vorgesehen wird. Die Messeinrichtung des Viskosimeters ist höhenverstellbar am Stativ des Laborviskosimeters mittels Schnellspannverbindung gelagert. Dies ermöglicht eine beliebige Höheneinstellung der Messeinrichtung des Viskosimeters. Somit könnte zwischen dem Viskosimeter und dem konstruierten zylindrischen Bauteil eine Dichtschnur axial verpresst und so ein Ausdampfen verhindert werden. Dies soll die Abbildung 6-1 verdeutlichen.



**Abb. 6-1: Optimierte, luftdichte Integration des Viskosimeters mittels axial verpresster Dichtschnur.** Zu sehen ist eine Möglichkeit zur luftdichten Einbindung des Viskosimeters in die Tauchvorrichtung. Ein hohles, zylindrisches Bauteil (7) wird, mittels axial verpresster Rundschnur (3), luftdicht mit der Deckelteilung (8) verschraubt. Das Aufbringen der Kraft  $F$  zur Verpressung eines weiteren Dichttrings (6) zwischen zylindrischen Bauteil (7) und Viskosimeter wird durch die höhenverstellbare Lagerung (4) der Messeinrichtung (5) an der Führungsstange des Stativs (1) realisiert. Dadurch wird der Messkopf samt Rotationsachse (2) luftdicht im Versuchsaufbau integriert, ohne dabei andere Bauteile zu berühren, die die Ergebnisse der Viskositätsmessungen verfälschen könnten.

Zum anderen könnte das Ausdampfen des Lösemittels während der Viskositätsmessung durch den Einsatz von Spannelementen und einem elastischen Kunststoffschlauch verhindert werden. Dabei könnte eine Montagemöglichkeit des Schlauches an der Deckelteilung konstruktiv vorgesehen werden. Der Durchmesser des elastischen Kunststoffschlauches müsste so gewählt werden, dass sich dieser gerade über die zylindrische Lagervorrichtung des Viskosimeters stülpen lässt. Eine ausreichende Dichtwirkung könnte durch den Einsatz von Spannringen erzielt werden. Die Abbildung 6-2 zeigt diesen Lösungsansatz.



**Abb. 6-2: Optimierte, luftdichte Integration des Viskosimeters mittels elastischen Kunststoffschlauch und Spannringen.** Zu sehen ist eine Möglichkeit, das Ausdampfen des Lösemittels während der Viskositätsmessung zu verhindern. Zur Abdichtung wird ein elastischer, gegen die Lösemittel resistenter und mittels Spannringen (6) radial verpresster Kunststoffschlauch (7) verwendet. Am Schwenkdeckel (9) ist ein Flansch (8) zu montieren, der eine Verpressung der Rundschnur (3) ermöglicht. Der zylindrische, hohle Flansch (8) muss bezüglich der geometrischen Abmessungen so gestaltet sein, dass sich der Kunststoffschlauch (7) aufstecken lässt. Die höhenverstellbare Lagerung (4) der Messeinrichtung (5) an der Führungsstange des Statives (1) ermöglicht die exakte Einstellung der Eintauchtiefe des Messkopfes (2).

### Regelung der Viskosität:

Beim Öffnen und Schließen des Tauchbehälterdeckels im Rahmen des Tauchprozesses, sowie bei der Viskositätsmessung, verdampft ein undefinierter Teil des Lösemittels der Polymerlösung. Zwar können die Zeiten, in der das Lösemittel verdampft, reduziert werden, jedoch wird sich das Verdampfen nicht vollständig vermeiden lassen. Die Polymerlösung wird zunehmend viskoser. Bisher konnte man die Viskosität, durch manuelle Zugabe von Lösemittel in die Polymerlösung, erneut auf einen bestimmten Toleranzbereich einstellen. Optimaler erscheint es jedoch, diesen Vorgang zu automatisieren. So könnte eine Regelung zur Gewährleistung einer konstanten Viskosität entwickelt werden.

Hardwareseitig wäre lediglich der Einsatz einer geeigneten Pumpe mit entsprechender Verschlauchung und Verbindungstechnik erforderlich. Die Pumpe dient dazu, bei Abweichungen des Viskositätswertes der Polymerlösung vom Toleranzbereich, entsprechend Lösemittel der Polymerlösung zuzuführen, um die Viskosität zu verringern. Konstruktiv wäre diesbezüglich eine Öffnung in der Deckelteilung denkbar, über die ein Schlauch, das Lösemittel in die Polymerlösung fördern kann.

Die Erzeugung der erforderlichen Messdaten könnte über die COM-Schnittstelle des Viskosimeters realisiert werden. Die softwareseitige Umsetzung der Regelung könnte mittels geeigneter Entwicklungstools (zum Beispiel Agilent VEE) erfolgen. Dazu muss die Software die Messdaten laufend protokollieren und bei Abweichungen vom definierten Toleranzwert der Pumpe den Auftrag erteilen, Lösemittel in die Polymerlösung zu fördern. Zu beachten ist hierbei jedoch, dass eine ausreichende Totzeit in der Regelung berücksichtigt wird. Denn die Homogenisierung und damit die Einstellung der Viskosität durch die Rührvorrichtung, dauern relativ lang.

#### **Füllstandsregelung:**

Zwar kann durch Auswahl eines Tauchbehälter mit etwas größeren Volumen sichergestellt werden, dass über mehrere Tauchversuche hinweg der Füllstand ausreicht, das gesamte Tauchwerkzeug mit der Polymerlösung zu benetzen. Jedoch erscheint eine automatische Füllstandsregelung optimaler. Denn dadurch würde sich einerseits der Aufwand zur Herstellung der Pumpkammern reduzieren, da der Füllstand nicht manuell vor jedem Tauchversuch geprüft werden müsste. Andererseits würden dadurch kontinuierliche Füllstände gemessen und dadurch qualitätsrelevante Messdaten erzeugt werden.

Zur Umsetzung einer automatischen Füllstandsregelung könnten Füllstandsensoren eingesetzt werden. Die von diesen erzeugten Messdaten dienen als Grundlage für die Steuerung einer Pumpe. Die Pumpe ist dafür zuständig, eine bestimmte Menge Polymerlösung in den Tauchbehälter zu fördern, sobald der vom Sensor ermittelte Füllstand einen bestimmten Mindestwert unterschreitet. Jedoch müsste hierbei beachtet werden, dass sich, beispielsweise durch Zugabe eines Gemisches aus Polyurethan und Lösemittel, mit undefinierter Viskosität, die Viskosität der Polymerlösung im Tauchbehälter zunächst ändert. Die Füllstandsregelung beeinflusst somit direkt die Regelung der Viskosität. Die beiden Regelungen sollten daher nicht getrennt betrachtet werden, sondern parallel entwickelt werden.

**Temperatursensor:**

Bisher wird zwar die Temperatur der Heizplatte des Magnetrührers gemessen, jedoch nicht die Temperatur der Polymerlösung selbst. Diese könnte jedoch den Tauchprozess und damit die Qualität der hergestellten, künstlichen Ventrikel beeinflussen. Denn einerseits hat die Temperatur Einfluss auf die Viskosität der Polymerlösung. Andererseits wird die Flüchtigkeit des Lösemittels unter anderem von der Temperatur bestimmt. Dadurch hat die Temperatur direkten Einfluss darauf, welche Menge Lösemittel, beispielsweise beim Öffnen und Schließen der Tauchvorrichtung, verdampft. Daher erscheint es sinnvoll, die Temperatur der Polymerlösung mittels Temperatursensors zu messen. Geeignete Sensoren hierfür sind auf dem Markt erhältlich. Dadurch würden weitere qualitätsrelevante Messdaten erzeugt werden.

Hilfreich könnte des Weiteren die Positionierung eines Temperatursensors innerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes sein. Denn dadurch würde protokolliert werden, bei welcher Temperatur die Polymerlösung auf dem Tauchwerkzeug ausdampft. Somit könnte beispielsweise die Dauer einer Tauchkurve experimentell ermittelt werden, die erforderlich ist, damit das, in der Polymerlösung enthaltene Lösemittel, bei einer bestimmten Temperatur vollständig ausdampft und sich somit nur noch das Polyurethan auf dem Tauchwerkzeug befindet. Des Weiteren könnte versucht werden, die optimale Temperatur innerhalb des Gefahrstoffarbeitsplatzes mittels Tauchversuchen zu ermitteln, um den Ausdampfprozess selbst zu optimieren.

**Positionssensoren:**

Positionssensoren bieten weiteres Potenzial für die Weiterentwicklung der Tauchvorrichtung. So könnte zum einen der Schließmechanismus zunehmend automatisiert werden, indem dieser betätigt wird, sobald sich der Roboter dem Tauchbehälter nähert. Erforderlich wäre dazu lediglich ein Positionssensor, der erkennt, in welcher Position sich der Roboter gerade befindet und daraufhin das Signal zur Aktivierung des Schließmechanismus erzeugt. Denkbar wäre auch die Einbindung der Steuerung des Roboters. Diese könnte die exakten Positionsdaten des Tauchwerkzeuges zu jeder Zeit wiedergeben. Befindet sich das Tauchwerkzeug in einer bestimmten Position, könnte der Schließmechanismus mittels entsprechender Steuerungssoftware automatisch aktiviert werden. Dadurch würde sich der Bedienaufwand zur Herstellung der Pumpkammern reduzieren.

Zum anderen könnten Positionssensoren dazu genutzt werden, bestimmte Sicherheitsmechanismen im Versuchsaufbau vorzusehen. Denkbar wäre hier beispielsweise ein Mechanismus, der es nur dann ermöglicht, den Roboter zu bewegen, wenn sich der Bediener außerhalb des Gefahrenbereichs befindet. Auch könnten die Positionen der beiden



pneumatischen Zylinder gemessen werden. Dies würde beispielsweise ermöglichen, dass der Schwenkdeckel mittels pneumatischen Schwenkantriebs nur dann geschlossen werden kann, wenn sich der Spannzylinder im geöffneten Zustand befindet. Somit wäre eine falsche Bedienung der pneumatischen Zylinder ausgeschlossen.

Abschließend lässt sich festhalten, dass die herausgearbeiteten Anforderungen an die Tauchvorrichtung mit nur wenigen Einschränkungen erreicht wurden. Es wurde ein erster Prototyp geschaffen, der die Herstellung der Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems ermöglicht. Jedoch konnten im Rahmen der Potenzialanalyse wichtige Erkenntnisse und Ideen zur weiteren Optimierung festgehalten werden. Diese Ideen und Erkenntnisse schaffen, in Kombination mit der Dokumentation des Versuchsaufbaus, die Grundlage für die Weiterentwicklung der realisierten Versuchsumgebung.

## 7 Zusammenfassung

Zu Beginn dieser wissenschaftlichen Arbeit bestand die Möglichkeit, die Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems mittels Tauchverfahren herzustellen. Jedoch hat sich herausgestellt, dass der Prozess zur Herstellung der künstlichen Ventrikel weder reproduzierbar noch qualitativ nachvollziehbar war. Daher entstand die Idee, eine optimierte Versuchsumgebung zur Herstellung der künstlichen Ventrikel zu schaffen.

Um ein zielgerichtetes und systematisches Arbeiten zu ermöglichen, wurden zunächst die Aufgabenstellung sowie die Arbeitshypothese formuliert. Im nächsten Schritt wurde in die Thematik eingeführt, indem die wichtigsten medizinischen Grundlagen dargestellt, der Stand der Technik von Herzunterstützungssystemen angeführt und die DLR-Herzunterstützungssysteme kritisch diskutiert wurden. Im Anschluss daran, wurden relevante theoretische Grundlagen von Polymeren sowie mögliche Herstellungsverfahren für die herzustellenden Pumpkammern aufgezeigt.

Danach folgte eine Zielanalyse. Hierbei wurde der bisherige Lösungsansatz zur Herstellung der Pumpkammern bezüglich möglicher Schwächen kritisch analysiert, um dadurch mögliche Anforderungen an den neuen Lösungsansatz herauszuarbeiten. Die Zielanalyse endet mit einer systematischen Sammlung der Anforderungen an die Tauchvorrichtung.

Nachdem die Anforderungen an die umzusetzende Tauchvorrichtung erfasst und dokumentiert vorlagen, wurden die wesentlichen Hauptfunktionen des Systems dargestellt und prinzipielle Lösungsalternativen vorgestellt. Nach Auswahl eines geeigneten Lösungsansatzes, wurden die erforderlichen Komponenten und Konstruktionswerkstoffe zur Umsetzung der Versuchsumgebung ausgewählt und diskutiert.

Anschließend wurde das erarbeitete Konzept umgesetzt. Hierbei wurde zunächst ein chemischer Beständigkeitstest mit dem ausgewählten Dichtungsmaterial durchgeführt. Im Anschluss daran wurde detailliert auf die konstruktive Umsetzung der Tauchvorrichtung eingegangen und der Aufbau der Druckluftstrecke sowie die Steuerung des Schließmechanismus des Tauchbehälters vorgestellt. Das Kapitel endet mit der Inbetriebnahme der Tauchvorrichtung und einem Tauchversuch.

Um die realisierte Tauchvorrichtung zu validieren, wurde die Zielerreichung bewertet und einige Schwächen der umgesetzten Versuchsumgebung diskutiert. Im Rahmen eines Ausblicks wurden abschließend Optimierungsmöglichkeiten zur Weiterentwicklung vorgestellt.

## Literaturverzeichnis

- [1] Angst & Pfister GmbH, Vorauswahl einer Dichtverbindung, Oberpfaffenhofen, 17.03.2010
- [2] Angst & Pfister GmbH, Flachdichtungen, Angst & Pfister GmbH, Stuttgart, 2009
- [3] Angst & Pfister GmbH, Technische Grundlagen, Angst & Pfister GmbH, Stuttgart, 2009
- [4] asecos GmbH, Bedienungsanleitung Gefahrstoffarbeitsplätze, asecos GmbH, Gründau, 2010
- [5] Bader, R., Redesign des linksventrikulären DLR-Herzunterstützungssystems. Diplomarbeit, Feinwerk und Mikrotechnik, Fachhochschule München, München, 2006
- [6] Barth, F., Mühlbauer, P., Nikol, F., Wörle, K., *Mathematische Formeln und Definitionen*. 6 ed, Bayerischer Schulbuch-Verlag, München, 1994, S. 30
- [7] Bauer, E., Bringmann, S., Osswald, T., Schmachtenberg, E., *Saechtling Kunststoff Taschenbuch*. 30 ed, Carl Hanser Verlag München, Krugzell, 2007, S. 370ff.
- [8] Baumert, J.-H., Rossaint, R., *Mechanische Kreislaufunterstützung in der kardiochirurgischen Intensivmedizin*, in *Intensivmedizin und Notfallmedizin, Band 35, Heft 7*. 1998, Steinkopff Verlag: Heidelberg.
- [9] Berlin Heart AG, INCOR®-Implantierbares Herzunterstützungssystem, Berlin Heart AG, Berlin, 2004
- [10] Berlin Heart AG, EXCOR® VAD mit stationärer Antriebseinheit Ikus, Berlin Heart AG, Berlin, 2004
- [11] Berlin Heart GmbH, Medical Professionals-INCOR, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.berlinheart.de/deutsch/medpro/>, [Stand: 11.01.2010]
- [12] Böhm, M., *Herzinsuffizienz*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 125ff.
- [13] Brock, T., Groteklaes, M., Mischke, P., *Lehrbuch der Lacktechnologie*. 2 ed, Curt R. Vincentz Verlag, Hannover, 1998, S. 94ff.
- [14] Bundesverband Glasindustrie e.V., Allround Talent Glas, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.bvglas.de/der-werkstoff/glaseigenschaften/>, [Stand: 10.04.2010]
- [15] Carlowitz, B., *Die Kunststoffe Band 1*, Carl Hanser Verlag München Wien, Nördlingen, 1990, S. 493ff.
- [16] Collotec Meßtechnik GmbH, VP550-viscosity signal processor, Collotec Meßtechnik GmbH, Niddatal, 2010
- [17] Consumer Health Interactive, Health Topics A-Z, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.ahealthyme.com/topic/adam1007268>, [Stand: 21.12.2009]
- [18] Croser, P., Ebel, F., *Pneumatik*. 2 ed, Springer Verlag, Heidelberg, 1999, S. 23ff.
- [19] Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt - Institut für Robotik - Fertigungstechnik, Konstruktive Umsetzung der Tauchvorrichtung, Oberpfaffenhofen, 04.03.2010
- [20] DP-Medsystems AG, Behandlung der Herzinsuffizienz, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.kardionet.de>, [Stand: 12.12.2009]

- 
- [21] Edwards Lifesciences, Herzklappe, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.edwards.com>, [Stand: 13.01.2010]
- [22] Elektron Components Ltd., Stainless Steel Switches, Elektron Components Ltd., Romford, 2010
- [23] Eller, C., Dreyer, H., *Technische Mechanik Kinematik und Kinetik*. 9 ed, B.G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2006, S. 173ff.
- [24] Erdmann, E., *Klinische Kardiologie*. 7 ed, Springer Verlag, Heidelberg, 2009, S. 138ff.
- [25] F5 Technologie GmbH, Quarz-Prozess-Viskosimeter, F5 Technologie GmbH, Wunstorf, 2010
- [26] Festo AG & Co. KG, Schwenkmodule DSM/DSM-B, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2009
- [27] Festo AG & Co. KG, Produkte - Dokumentation und CAD Daten, Online im WWW abrufbar unter: [www.festo.com](http://www.festo.com), [Stand: 01.05.2010]
- [28] Festo AG & Co. KG, Linear-Schwenkspanner CLR, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2010
- [29] Festo AG & Co. KG, Drossel-Rückschlagventil GRLA-1/8-QS-8-D, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2010
- [30] Festo AG & Co. KG, Filterregelventile LFR/LFRS, Baureihe D, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2010
- [31] Festo AG & Co. KG, Verbindungstechnik, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2010
- [32] Festo AG & Co. KG, Universalventil CPE, Festo AG & Co. KG, Esslingen, 2009
- [33] Fischer, U., *Tabellenbuch Metall*. 43 ed, Verlag Europa Lehrmittel, Haan-Gruiten, 2005, S. 363ff.
- [34] Gaßner Glastechnik GmbH, Glas als Konstruktionswerkstoff des Tauchbehälters, Landsberg am Lech, 24.02.2010
- [35] GLEICH Aluminiumwerk GmbH & Co. KG, Technisches Datenblatt EN AW 5083, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.gleich.de/de/walzplatten/en-aw-5083-details/?generatepdf>, [Stand: 20.04.2010]
- [36] Grollius, H., *Grundlagen der Pneumatik*. 2 ed, Carl Hanser Verlag München, Bad Langensalza, 2009, S. 139ff.
- [37] Gross, D., Hauger, W., Schnell, W., Schröder, J., *Technische Mechanik 2*. 8 ed, Springer Verlag, Heidelberg, 2005, S. 77ff.
- [38] Grzeski, M., Materialstudie für die Pumpkammern des DLR-Herzunterstützungssystems. Diplomarbeit, Fachhochschule München, München, 2009
- [39] Heinrich W., H., G., Haenle S., *Werkstoffführer Kunststoffe*. 9 ed, Carl Hanser Verlag München Wien, Bad Langensalza, 2004, S. 203ff.
- [40] Herzklappe München, Mechanische Kreislaufunterstützungssysteme, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.herzklappe-muenchen.de/patienten/erwachsenen-herzchirurgie/behandlung-von-herzerkrankungen/behandlung-der-koronaren-herzkrankheit/kreislaufunterstuetzungssysteme/>, [Stand: 21.12.2009]
- [41] Hesse, A., Waage, P., Organspende und Transplantation in Deutschland, Deutsche Stiftung Organtransplantation, Frankfurt am Main, 2010

- [42] Hildebrandt, H., *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 258 ed, Walter de Gruyter, Berlin, 1998, S. 210
- [43] Hildebrandt, H., *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 258 ed, Walter de Gruyter, Berlin, 1998, S. 217
- [44] Hildebrandt, H., *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 258 ed, Walter de Gruyter, Berlin, 1998, S. 654
- [45] Hildebrandt, H., *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 258 ed, Walter de Gruyter, Berlin, 1998, S. 659
- [46] Höchtlen, A., *Kunststoff Handbuch Band VII Polyurethane*, Carl Hanser Verlag, München, 1966, S. 289ff.
- [47] Hoffmann, B., *Crashkurs Anatomie*. 3 ed, Urban & Fischer Verlag, München, 2006, S. 135f.
- [48] Hombach, V., *Interventionelle Kardiologie, Angiologie und Kardiovaskularchirurgie*, F.K. Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart, 2001, S. 227ff.
- [49] Huppelsberg, J., Walter, K., *Kurzlehrbuch Physiologie*. 3 ed, Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2009, S. 73ff.
- [50] IKA®-Werke GmbH & Co. KG, RCT basic IKAMAG® safety control, IKA®-Werke GmbH & Co. KG, Staufen, 2010
- [51] IKA®-Werke GmbH & Co. KG, RCT basic safety control, IKA®-Werke GmbH & Co. KG, Staufen, 2008
- [52] Jörg Schulze, Herzunterstützungssysteme, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.herz-lungen-maschine.de/herzunterstuetzungssysteme>, [Stand: 21.12.2009]
- [53] Josef Dillinger, *Fachkunde Metall*. 55 ed, Verlag Europa - Lehrmittel, Goch, 2007, S. 394f.
- [54] KUKA Roboter GmbH, Robotermechaniken, KUKA Roboter GmbH, Augsburg, 2001
- [55] Lindemann, U., Vorlesung Produktentwicklung und Konstruktion, Garching, SS 2009
- [56] Lindemann, U., Vorlesung Methoden der Produktentwicklung, Garching, WS 07/08
- [57] Lippert, H., Herbold, D., Lippert-Burmester, W., *Anatomie Text und Atlas*. 8 ed, Urban & Fischer Verlag, München, 2006, S. 253
- [58] MDS - Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen e. V., Implantate - Katalog Herzunterstützungssysteme, MDS - Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen e. V., Essen, 2003
- [59] MedizInfo®, Kardiologie, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.medizinfo.de/kardio/>, [Stand: 28.11.2009]
- [60] Meichsner, G., Mezger, T., Schröder, J., *Lackeigenschaften messen und steuern*, Vincentz Network, Hannover, 2003, S. 23ff.
- [61] Melin, T., Rautenbach, R., *Membranverfahren: Grundlagen der Modul- und Anlagenauslegung*. 3 ed, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, 2007, S. 44
- [62] Menges, G., Haberstroh, E., Michaeli, W., Schmachtenberg, E., *Werkstoffkunde Kunststoffe*. 5 ed, Carl Hanser Verlag München Wien, München, 2002, S. 113ff.
- [63] Menges, G., Haberstroh, E., Michaeli, W., Schmachtenberg, E., *Werkstoffkunde Kunststoffe*. 5 ed, Carl Hanser Verlag München Wien, München, 2002, S. 324ff.

- [64] Mischke, P., *Filmbildung in modernen Lacksystemen*, Vincentz Network, Hannover, 2007, S. 72ff.
- [65] MISUMI Europa GmbH, *Mechanische Komponenten für Sondermaschinen & Montageautomation*, MISUMI Europa GmbH, Pforzheim, 2009
- [66] NetDoktor.de, *Herzinsuffizienz: Ursachen*, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.netdoktor.de/Krankheiten/Herzschwaechel/>, [Stand: 10.12.2009]
- [67] Onmeda Gesundheitsportal, *Lexikon der Anatomie: Anatomie Herz*, Online im WWW abrufbar unter: [http://www.onmeda.de/lexika/anatomie/herz\\_anatomie-herzkammern-1683-3.html](http://www.onmeda.de/lexika/anatomie/herz_anatomie-herzkammern-1683-3.html), [Stand: 30.11.2009]
- [68] Onmeda Gesundheitsportal, *Krankheiten: Herzinsuffizienz*, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.onmeda.de/krankheiten/herzinsuffizienz.html>, [Stand: 10.12.2009]
- [69] Prede, G., Scholz, D., *Elektropneumatik*. 2 ed, Springer-Verlag Heidelberg, Heidelberg, 2001, S. 137
- [70] Rybak, A., *Entwicklung eines elektro-hydraulischen Herzunterstützungssystems*. Diplomarbeit, Feinwerk und Mikrotechnik, Hochschule München, München, 2008
- [71] Schmid, C., Hirt, S., Scheld, H. H., *Leitfaden Herztransplantation: Interdisziplinäre Betreuung vor, während und nach Herztransplantation*. 3 ed, Steinkopff Verlag, Beerfelden, 2009, S. 5ff.
- [72] Schmid, C., Hirt, S., Scheld, H. H., *Leitfaden Herztransplantation: Interdisziplinäre Betreuung vor, während und nach Herztransplantation*. 3 ed, Steinkopff Verlag, Beerfelden, 2009, S. 47ff.
- [73] Schmid, T., *Doppelpulsatiles Herzunterstützungssystem*. Dissertation, Fakultät für Maschinenwesen: Lehrstuhl für Aerodynamik, Technische Universität München, München, 2007
- [74] Schmid, T., Schiller, W., Liepsch, D., *DUALIS-Unterstützung für das menschliche Herz*. Medizintechnik in Bayern, 2009
- [75] Schönburg, K., *Beschichtungstechniken heute*, HUSS-MEDIEN GmbH, Berlin, 2005, S. 192f.
- [76] Silbernagel, S., *Taschenatlas der Physiologie*. 5 ed, Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2001, S. 186ff.
- [77] SMC Pneumatik GmbH, *Schwenkantrieb: Berechnungsgrundlagen*, Online im WWW abrufbar unter: [http://2009.oc.smc-cee.com/hu/pdf/LG2\\_Schwenk.pdf](http://2009.oc.smc-cee.com/hu/pdf/LG2_Schwenk.pdf), [Stand: 26.04.2010]
- [78] Statistische Bundesamt, *Gesundheit - Todesursachen in Deutschland*, Statistische Bundesamt, Wiesbaden, 2009
- [79] Thermo Fisher Scientific, *HAAKE Viscotester 550 Version 1.4*, Thermo Fisher Scientific, Karlsruhe, 2010
- [80] Tibes, U., *Vorlesung Physiologie*, Garching, WS 08/09
- [81] Vitamet GmbH, *Der Blutkreislauf*, Online im WWW abrufbar unter: <http://www.vitanet.de/herz-kreislauf/anatomie/>, [Stand: 02.12.2009]
- [82] Vordermayer, B., Schwarzbach, S., *DLR LVAS-Entwicklung einer Regelungssoftware für die Energieübertragung des DLR LVAS*. Dokumentation, Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt, Oberpfaffenhofen, 2005

- 
- [83] Wall, W., Vorlesung Technische Mechanik III, Garching, WS 07/08
  - [84] Weber, R., *Physik I: Teil 1 - Experimentelle und theoretische Grundlagen*. 1 ed, B. G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2007, S. 159f.
  - [85] Wehner, D., Entwicklung einer EKG-synchronen Regelung für das DLR-Herzunterstützungssystem. Diplomarbeit, Fakultät Feinwerk- und Mikrotechnik, Fachhochschule München, München, 2009
  - [86] Welp, C., Vorlesung Biokompatible Werkstoffe II Gastvortrag ABIOMED, Garching, 28.05.2008
  - [87] Wimmer, A., Analyse und Optimierung der Pumpkammeroberfläche des DLR-Herzunterstützungssystems. Diplomarbeit, Lehrstuhl für Medizintechnik, Technische Universität München, München, 2009
  - [88] Wintermantel, E., Ha, S., *Medizintechnik: Life Science Engineering*. 4 ed, Springer Verlag, Berlin, 2008, S. 147ff.
  - [89] Wintermantel, E., Ha, S., *Medizintechnik: Life Science Engineering*. 4 ed, Springer Verlag, Berlin, 2008, S. 211ff.
  - [90] Wintermantel, E., Ha, S., *Medizintechnik: Life Science Engineering*. 4 ed, Springer Verlag, Berlin, 2008, S. 1053ff.
  - [91] Wozniak, G., *Zerstäubungstechnik Prinzipien, Verfahren, Geräte*, Springer-Verlag, Heidelberg, 2003, S. 91ff.
  - [92] Zierl, R., *Elektronische Schaltungen*, Franzis Verlag GmbH, Poing, 2007, S. 11ff.

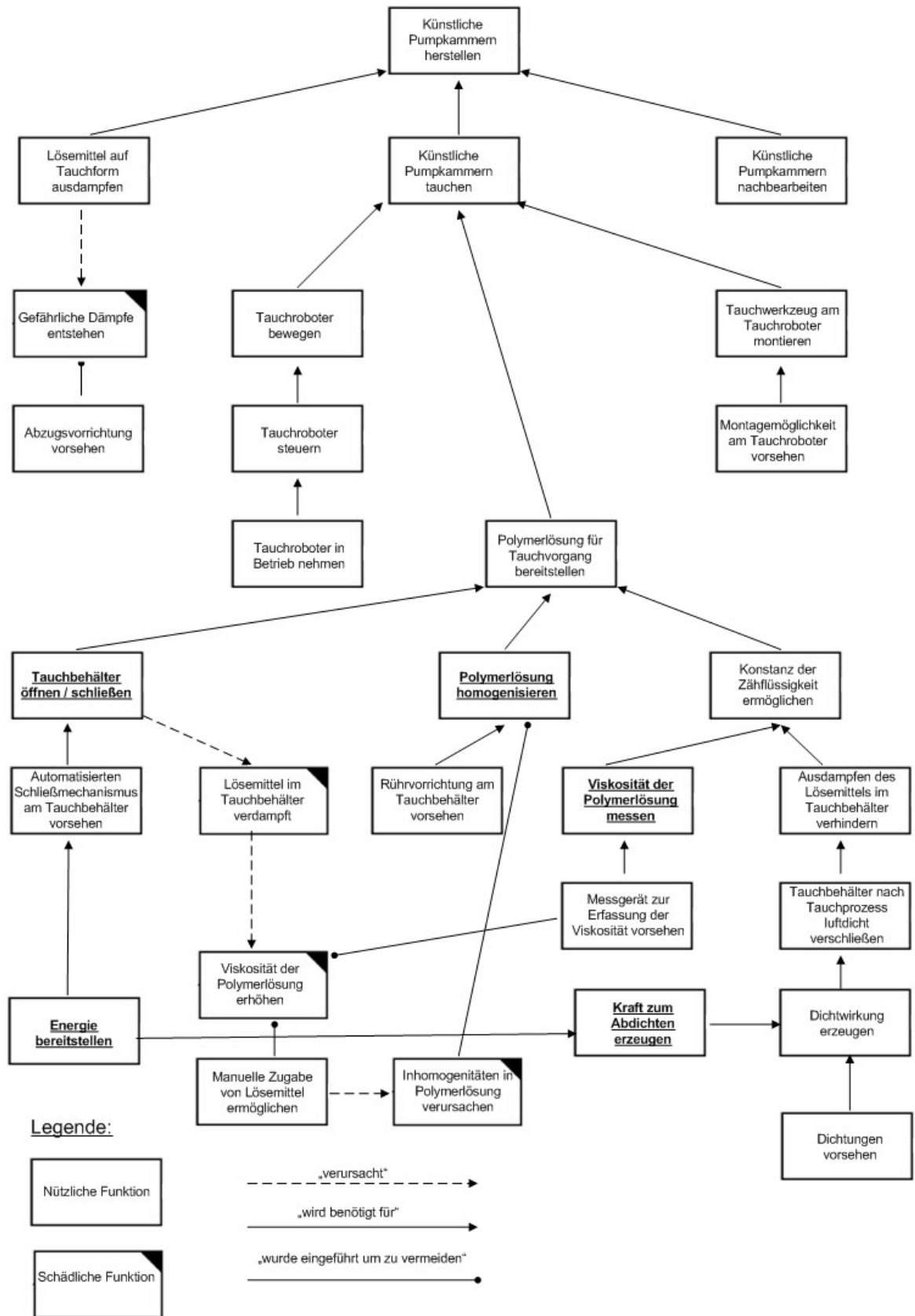
# Anhang

## Anhang A Anforderungsliste

Nr.	Beschreibung	Bezeichnung	Zahlenwert			Einheit	Verantwortlicher	Datum
			min.	exakt	max.			
<b>1</b>	<b>Geometrie</b>							
1	Länge Tauchbehälter	$l_{tb}$	100		300	mm	Egwolf	22.01.2010
2	Breite Tauchbehälter	$b_{tb}$		110		mm	Egwolf	22.01.2010
3	Tiefe Tauchbehälter	$t_{tb}$		100		mm	Egwolf	22.01.2010
4	Länge Tauchvorrichtung	$l_{ges}$			690	mm	Egwolf	14.03.2010
5	Breite Tauchvorrichtung	$b_{ges}$			650	mm	Egwolf	14.03.2010
6	Höhe Tauchvorrichtung	$h_{ges}$			1150	mm	Egwolf	14.03.2010
<b>2</b>	<b>Verwendete Konstruktionswerkstoffe</b>							
1	Konstruktionswerkstoff resistent gegen die verwendeten Lösemittel						Egwolf	01.02.2010
2	Konstruktionswerkstoff für den Tauchbehälter darf keine toxischen Substanzen an die Polymerlösung abgeben						Egwolf	14.03.2010
<b>3</b>	<b>Energieversorgung</b>							
1	Explosionsgeschützte Bereitstellung der Energie						Egwolf	01.02.2010
2	Einheitliches Konzept zur Energiebereitstellung						Egwolf	01.02.2010
<b>4</b>	<b>Montage</b>							
1	Modular einsetzbare Tauchbehälter zur Bereitstellung verschiedener Tauchvolumina						Egwolf	01.02.2010
2	Nachträgliche Montagemöglichkeit weiterer Komponenten zur Erweiterung des Versuchsstandes						Egwolf	01.02.2010
3	Vorsehen einer Integrationsmöglichkeit für ein Viskosimeters						Egwolf	01.02.1010
4	Vorsehen einer Integrationsmöglichkeit für eine Rührvorrichtung						Egwolf	01.02.2010
<b>5</b>	<b>Viskositätskontrolle</b>						Egwolf	18.03.2010
<b>6</b>	<b>Vorsehen einer Möglichkeit zum Entfernen der Polymerlösung aus dem Tauchbehälter</b>						Egwolf	20.03.2010
<b>7</b>	<b>Mensch aus Gefahrenstelle fernhalten</b>						Egwolf	20.03.2010



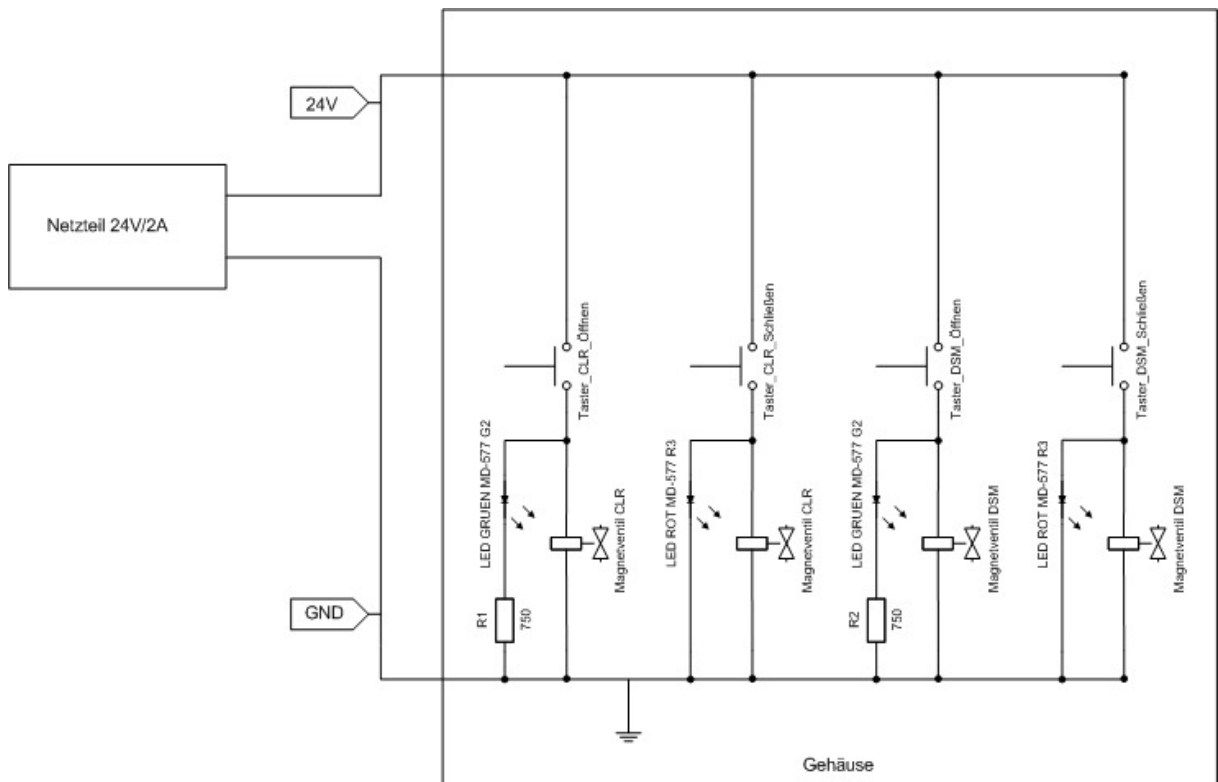
Anhang B Relationsorientierte Funktionsmodellierung



Anhang C Morphologischer Kasten

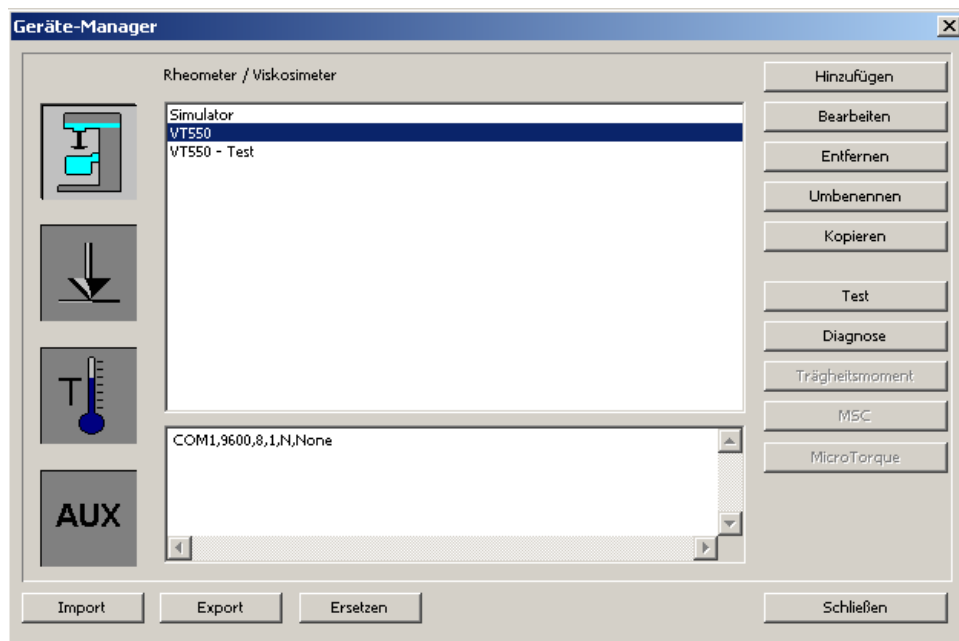
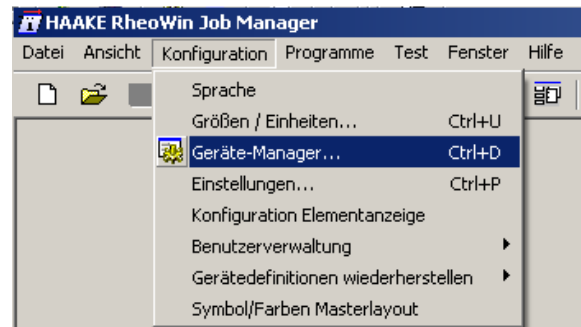
Teilfunktion	Lösung 1	Lösung 2	Lösung 3	Lösung 4
<b>Tauchbehälter öffnen / schließen</b>				
<b>Energie bereitstellen</b>				
<b>Abdichten des Tauchbehälters ermöglichen</b>				
<b>Polymerlösung homogenisieren</b>				
<b>Viskosität der Polymerlösung messen</b>				

## Anhang D Elektrischer Schaltplan der Schließvorrichtung

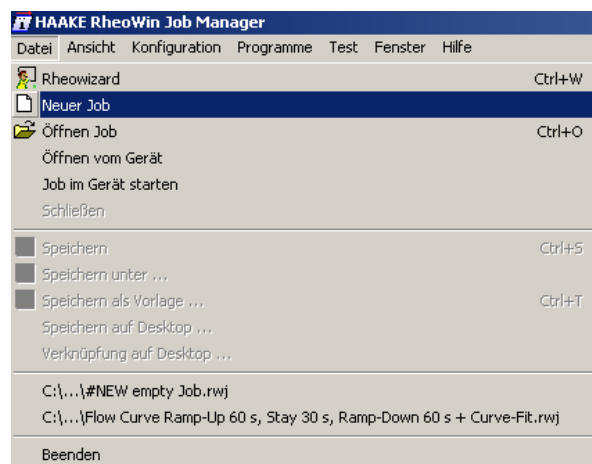


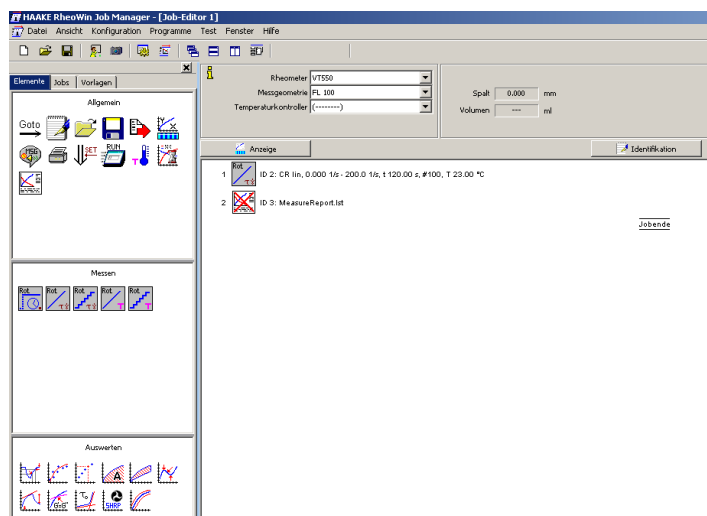
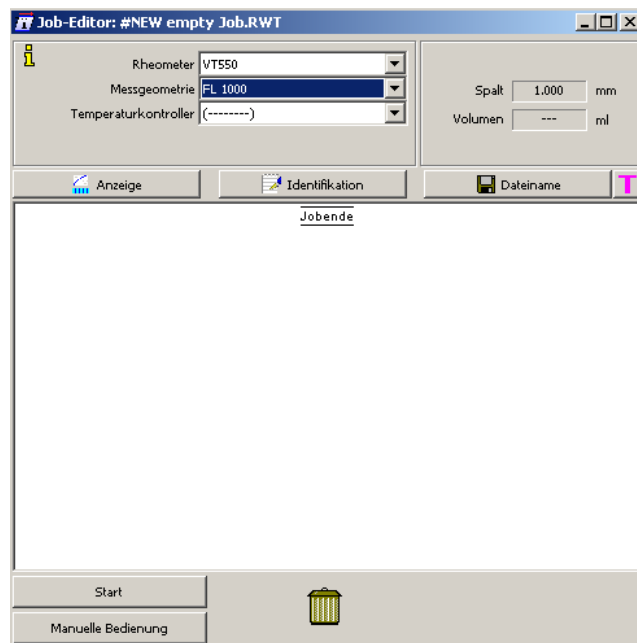
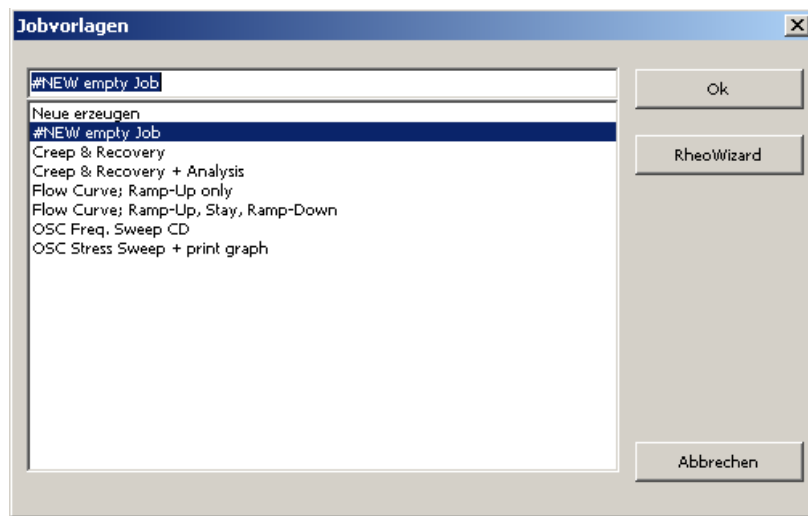
## Anhang E Konfiguration der Mess- und Auswertungssoftware „RheoWin“

Konfiguration der Geräteeinstellungen:



Joberstellung zur Viskositätsmessung:





## Anhang F Konstruktionszeichnungen

Ich versichere, dass ich die Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen verwendet habe.

---

Garching, 30.06.2010

Unterschrift