

Bachelorarbeit HS20

Severin Willingsdorfer

# *MESSUNG DER ZELLYSE IM BLUTKREISLAUF*

Betreuender Dozent: Dr. Timothy Granata

Horw, 04.01.2021

## **Bachelor-Thesis an der Hochschule Luzern - Technik & Architektur**

<b>Titel</b>	<b>Messung der Zellyse im Blutkreislauf</b>
<b>Diplomandin/Diplomand</b>	<b>Willingsdorfer, Severin</b>
<b>Bachelor-Studiengang</b>	<b>Bachelor Medizintechnik</b>
<b>Semester</b>	<b>HS20</b>
<b>Dozentin/Dozent</b>	<b>Dr. Granata, Timothy</b>
<b>Expertin/Experte</b>	<b>Dr. Stämpfli, Philipp</b>

### **Abstract Deutsch**

Das Ziel dieser Bachelor-Thesis ist zu ermitteln, ab welchen Scherspannungen eine Hämolyse eintritt und das freie Hämoglobin ins Blutplasma übergeht. Anhand der Messergebnisse können Angaben der bestehenden Literatur bestätigt oder widerlegt werden. Zur Messung wurde ein Taylor-Couette-System mit stehendem Aussenzylinder sowie drehendem Innenzylinder konstruiert. Mithilfe dieses Systems können besagte Scherspannungen im Spalt zwischen den Zylindern erzeugt werden. Um eine höhere Viskosität und somit höhere Scherspannungen zu erreichen, wurden die verwendeten Erythrozyten mit Honig gemischt. Zur Quantifizierung der Hämolyse wurde ein Durchflusszytometer verwendet. Diese Arbeit konnte, bedingt durch zu viele unerwartete Fehlerquellen, nicht mit ausreichender Wahrscheinlichkeit aufzeigen ab welchen Belastungen eine Hämolyse eintritt.

### **Abstract Englisch**

The aim of this bachelor thesis is to determine the shear stresses at which hemolysis occurs and the free hemoglobin passes into the blood plasma. Based on the results, statements of existing literature can be confirmed or refuted. A Taylor-Couette system with a stationary outer cylinder and a rotating inner cylinder was constructed for the measurement. With the help of this system said shear stresses can be generated in the gap between the cylinders. In order to achieve a higher viscosity and thus higher shear stresses, the erythrocytes used were mixed with honey. A flow cytometer was used to quantify hemolysis. Due to too many unexpected sources of error, this work could not show with sufficient probability from which level of stress hemolysis takes place.

Ort, Datum Horw, 04.01.2021  
© Severin Willingsdorfer, Hochschule Luzern – Technik & Architektur

---

Alle Rechte vorbehalten. Die Arbeit oder Teile davon dürfen ohne schriftliche Genehmigung der Rechteinhaber weder in irgendeiner Form reproduziert noch elektronisch gespeichert, verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

Sofern die Arbeit auf der Website der Hochschule Luzern online veröffentlicht wird, können abweichende Nutzungsbedingungen unter Creative-Commons-Lizenzen gelten. Massgebend ist in diesem Fall die auf der Website angezeigte Creative-Commons-Lizenz.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	<i>Thema</i>	1
1.2	<i>Erkenntnisinteresse</i>	1
1.3	<i>Ausgangslage</i>	1
1.4	<i>Fragestellung</i>	2
1.5	<i>Zielsetzung</i>	2
1.6	<i>Hypothese</i>	2
1.7	<i>Methodenwahl</i>	2
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>3</b>
2.1	<i>Grundbegriffe der Strömungslehre</i>	3
2.1.1	CGS-Einheitensystem	3
2.1.2	Von Scherspannung bis Scherviskosität	3
2.1.3	Newtonsche und nicht-newtonsche Flüssigkeiten	4
2.2	<i>Auswirkungen von Scherspannung auf Erythrozyten</i>	6
2.3	<i>Taylor-Couette-Strömung</i>	7
2.3.1	Ebene Couette-Strömung	8
2.3.2	Zylindrische Couette-Strömung	8
2.3.3	Taylor-Wirbel	10
2.4	<i>Blut</i>	11
2.4.1	Erythrozyten	11
2.4.2	Blutplasma	11
2.4.3	Viskosität des Blutes	12
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>13</b>
3.1	<i>Konstruktion des Taylor-Couette-Systems</i>	13
3.1.1	Äusserer Zylinder und Motor	14
3.1.2	Innerer Zylinder	15
3.1.3	Fertiges Taylor-Couette-System	18

3.2	<i>Volumen des Systems</i> .....	18
3.3	<i>Durchflusszytometrie</i> .....	19
3.3.1	Prinzip.....	20
3.3.2	Messung der Erythrozyten .....	20
3.4	<i>Probe</i> .....	21
3.5	<i>Berechnung/Messung der Scherspannungen</i> .....	22
3.6	<i>Drehzahlmessung</i> .....	24
<b>4</b>	<b>Hauptteil</b> .....	<b>25</b>
4.1	<i>Modifikationen an der Messanordnung</i> .....	25
4.2	<i>Messung</i> .....	26
4.2.1	20% Hämatokrit.....	28
4.2.2	40 % Hämatokrit.....	30
4.2.3	50 % Hämatokrit.....	31
4.3	<i>Vergleich der Zusammensetzung bei verschiedenen Schubspannungen</i> .....	34
4.4	<i>Ergebnisse der Messung</i> .....	35
<b>5</b>	<b>Diskussion und Interpretation</b> .....	<b>36</b>
5.1	<i>Plausibilität</i> .....	36
5.2	<i>Betrachtung der Hypothese</i> .....	36
<b>6</b>	<b>Schluss</b> .....	<b>37</b>
6.1	<i>Schlussfolgerung</i> .....	37
6.2	<i>Fazit und Ausblick</i> .....	37
<b>7</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>38</b>
<b>8</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>39</b>
<b>9</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>40</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>41</b>
<b>11</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>44</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Thema

Messung der Zellyse<sup>1</sup> im Blutkreislauf.

## 1.2 Erkenntnisinteresse

Im Rahmen der vorliegenden Bachelorarbeit soll für das Kompetenzzentrum Bioscience und Medical Engineering in Hergiswil ein Gerät gebaut werden, welches die Zellyse im Blutkreislauf simulieren und messen kann. Für die Entwicklung von Blutpumpen ist es essenziell die Auswirkungen des turbulenten Blutflusses auf Erythrozyten zu kennen. In der medizinischen Literatur finden sich nicht nur positive (Hoefler et al., 2013), sondern auch negative (Jones, 1995; Morshed et al., 2014) Beispiele für solche Auswirkungen. Hoefler et al. (2013) beschreiben zwei Reaktionen der Gefässe auf Scherspannungen, um diese wieder zu kompensieren. Zum einen reagieren diese mit Spannungsänderungen der Gefässwand. Zum anderen regulieren die Gefässe den Durchmesser. Daraus ergibt sich, dass durch diese immer wieder auftretenden Scherspannungen die vaskulären Fähigkeiten erhalten bleiben. Im Gegensatz dazu beschreiben Jones (1995) und Morshed et al. (2014) wie durch den turbulenten Fluss in Blutpumpen oder durch Implantate rote Blutkörperchen geschädigt werden. Auch experimentelle Studien (Jhun et al., 2018) sollen dies belegen. Schon früher wurde geschätzt, dass der Beginn der Zellschädigung bei  $1500 \text{ dyn/cm}^2$  (Leverett et al., 1972) bis  $5 \cdot 10^4 \text{ dyn/cm}^2$  (Sutera & Mehrjardi, 1975) beginnt.<sup>2</sup>

## 1.3 Ausgangslage

In Anbetracht der unterschiedlichen Ergebnisse von bisherigen Studien, wird eine eigene Messung notwendig. Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wird dafür ein Taylor-Couette-System gebaut und getestet werden. Dabei muss ein Bioreaktor mittels eines drehenden Innenzylinders umgebaut werden. Dieses System dient dazu, die turbulente Strömung im Blutfluss zu simulieren. Dabei kann es die Strömung im gleichen räumlichen und zeitlichen

---

<sup>1</sup> Definition in Kapitel 1.3.

<sup>2</sup> Definition für die Grösse  $\text{dyn/cm}^2$  folgt in Kapitel 2.1.1.

Masstab wie die der Blutströmung herstellen. Dadurch können die physischen Beanspruchungen, genauer Scherbeanspruchungen, denen die Erythrozyten ausgesetzt sind, erzeugt, kontrolliert und gemessen werden. Durch solche Scherbeanspruchungen lösen sich Zellen auf. Dieser Vorgang wird als Zytolyse oder auch Zelllyse bezeichnet (Prinz, o. J.). Eine Sonderform dieser Zelllyse stellt die Hämolyse dar. Darunter versteht man die Auflösung von Erythrozyten. Dabei wird das Hämoglobin frei und geht ins Blutplasma über (Ostendorf & Villiger, o. J.).

#### 1.4 Fragestellung

Da Studien vorliegen, die unterschiedliche Resultate hervorbrachten, stellt sich die Frage, ab welchen Scherkräften rote Blutkörperchen beschädigt werden. Die Forschungsfrage lautet dementsprechend: «Ab welcher Scherspannung, gemessen in  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ , löst sich die Membran von roten Blutkörperchen auf und geht das Hämoglobin in das Blutplasma über?»

#### 1.5 Zielsetzung

Bei dieser Bachelorarbeit soll ermittelt werden, ob die Aussagen der vorher erwähnten Studien richtig oder falsch sind. Das Ziel ist also diese zu bestätigen bzw. zu widerlegen.

#### 1.6 Hypothese

Die Erwartung ist, dass sich die Membran der Erythrozyten ab einem Druck von  $1500 \text{ dyn}/\text{cm}^2$  auflöst und das Hämoglobin ins Blutplasma übergeht.

#### 1.7 Methodenwahl

Zuerst wird ein Taylor-Couette-System nach Childs (Childs, 2011) aufgebaut.

Ein Bioreaktor der Firma Bioengineering AG fungiert dafür als äusserer Zylinder. Für die Herstellung des inneren Zylinders wird der Bioreaktor ausgemessen. Anhand dieser Angaben kann mittels CAD-Software und eines 3D-Druckers erstellt werden. Der Zylinder wird dann an der Drehachse des Bioreaktors befestigt. Im nächsten Schritt sollen die Scherkräfte für das Experiment ermittelt werden. Anschliessend wird die Hämolyse von Erythrozyten unter verschiedenen, berechneten, Scherbeanspruchungen gemessen und bestimmt. Mithilfe der Durchflusszytometrie wird in diesem Experiment der Zellenanteil, welche mit zunehmender Schergeschwindigkeit beschädigt werden, in dem Taylor-Couette-System bewertet.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Grundbegriffe der Strömungslehre

Für das Verständnis der Begrifflichkeiten in dieser Arbeit werden vorab einige Definitionen dargelegt. Begriffe, welche für die Betrachtung der Prozesse eine wichtige Rolle spielen sind die Scherrate, die Schubspannung, die Viskosität sowie die verschiedenen Strömungsarten.

#### 2.1.1 CGS-Einheitensystem

Das CGS-System ist ein metrisches Einheitensystem, welches auf den Grössen Zentimeter (engl. centimeter), Gramm (engl. gram) und Sekunde (engl. second) basieren. Da das CGS-System und das internationale Einheitensystem SI (franz. *Système international d'unités*) auf den gleichen Basen Länge, Gewicht und Zeit basieren, entspricht der Umrechnungsfaktor zwischen ihnen immer einer Potenz von 10. Diese Einheiten sind für die vorliegende Arbeit deshalb von Bedeutung, da sie bis heute in der Forschung der Hämorheologie<sup>3</sup> verwendet werden. Zu den wichtigsten Einheiten zählt dabei die Kraft Dyn, welche das Äquivalent zu der SI-Einheit Newton (N) darstellt. Dabei gilt  $1 \text{ dyn} = 10^{-5} \text{ N}$ . Die zweite wichtige Grösse ist der Druck Barye (Ba). Das SI-Äquivalent dazu ist Pascal (Pa) und es wird mit dem Faktor  $1 \text{ Ba} = 0.1 \text{ Pa}$  berechnet. In dieser Arbeit wird anstatt Barye jedoch die ausgeschriebene Einheit bzw. Definition  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  verwendet. (Wikipedia, 2020a)

#### 2.1.2 Von Scherspannung bis Scherviskosität

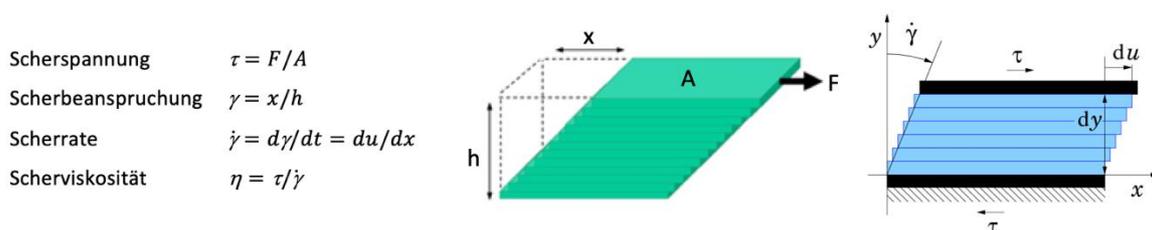


Abbildung 1 - Grundbegriffe der Strömungslehre; Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an MalvernPanalytical (o. J.) und Wikipedia (2019b).

Die Einheit Pa bzw. Ba wird für die Scherspannung verwendet. Die Scherspannung, oder auch Schubspannung genannt, ist definiert über die Verschiebung zweier Schichten mit einer

<sup>3</sup> Die Hämorheologie ist die Lehre der Strömungsmechanik des Blutes und deren Kräften.

Geschwindigkeit  $v$ , welche durch eine von aussen auf die Fläche  $A$  einwirkende Kraft  $F$  verursacht wird. Die Scherbeanspruchung  $\gamma$  beschreibt die tatsächliche Verschiebung über alle Schichten. Die Scherrate bzw. die Schergeschwindigkeit ist die Ableitung der Beanspruchung nach der Zeit. Sie kann auch über den Geschwindigkeitsgradienten  $du/dx$  berechnet werden, D. h. die Scherrate ist die Ableitung der Geschwindigkeit nach einer bestimmten Geschwindigkeitsrichtung. Die Scherviskosität  $\eta$ , oder auch dynamische Viskosität genannt, ist die Beziehung zwischen der Schubspannung  $\tau$  und der Scherrate  $\dot{\gamma}$ . Im Umkehrschluss kann mithilfe der dynamischen Viskosität  $\eta$  und der Scherrate  $\dot{\gamma}$  die Schubspannung  $\tau$  mit der Gleichung (2.1) berechnet werden. (MalvernPanalytical, o. J.; Wikipedia, 2019b)

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} \quad (2.1)$$

In der Fluidmechanik wird zwischen der laminaren (Schichten-)Strömung sowie der turbulenten (Wirbel-)Strömung unterschieden. Bei laminarer Strömung bewegen sich die Fluidteilchen auf nebeneinanderlaufenden Schichten, welche sich weder vermischen noch durchsetzen. Die einzelnen Schichten können dabei jedoch unterschiedliche Geschwindigkeiten aufweisen. Im Gegensatz dazu vermischen sich die Fluidteilchen der unterschiedlichen Schichten bei turbulenter Strömung. Dies geschieht, wenn die Strömungsgeschwindigkeit des laminaren Strömungsfeldes einen vom System abhängigen kritischen Wert überschreitet. Ferner wird noch zwischen stationärer und instationären Strömungen unterschieden. Instationär sind die Strömungsgrößen abhängig von Ort und Zeit. Im Gegensatz dazu ist die stationäre Strömung lediglich ortsabhängig und dadurch zeitlich konstant. (Sigloch, 2017)

### 2.1.3 Newtonsche und nicht-newtonsche Flüssigkeiten

Flüssigkeiten können anhand des Fliessverhaltens in newtonsche sowie in nicht-newtonsche Fluide eingeteilt werden. Ein newtonsches Fluid zeigt eine Viskosität auf, die von der Belastung unabhängig ist. Das heisst, die Scherrate ändert sich linear mit der Schubspannung und die dynamische Viskosität ist lediglich temperaturabhängig. Die graphische Darstellung dieser Gerade wird auch Fliesskurve genannt. Beispiele für solche Fluide sind Wasser und diverse Öle. Im Gegensatz dazu weisen nicht-newtonsche Flüssigkeiten eine komplexere Fliesskurve auf. Die Viskosität einer solchen Flüssigkeit ist keine Konstante, sondern sie wird durch die

Strömungsbedingungen beeinflusst. Wirkt kein Druck auf eine solche Flüssigkeit, verhält sie sich wie ein newtonsches Fluid. Wird jedoch eine Kraft auf eine nicht-newtonsche Flüssigkeit ausgeübt verhält sie sich wie ein Festkörper. Hier kann das Verhältnis zwischen Schubspannung und Scherrate nicht als Gerade dargestellt werden.

Ein Beispiel dafür ist das Blut.

Nicht-newtonsche Flüssigkeiten lassen sich zudem abhängig von der Schergeschwindigkeit sowie der zeitlichen Beanspruchung charakterisieren. Bei wachsender Scherrate werden zwei Verhalten unterschieden. Strukturviskose bzw. scherverdünnende Flüssigkeiten zeigen eine sinkende Viskosität bei steigender Schergeschwindigkeit. Im Gegensatz dazu steigt die Viskosität bei dilatanten bzw. scherverdickenden Flüssigkeiten an.

Eine Sonderform bilden die sog. Bingham-Fluide. Diese Fluide verhalten sich genauso wie newtonsche Fluide mit der Ausnahme, dass diese erst ab einer bestimmten Fließgrenze  $\tau_0$  zu fließen beginnen. Hierbei spricht man auch von Plastizität.

Eine weitere Unterteilung erfolgt anhand der Belastungsdauer. Verringert sich die Viskosität mit der Belastungsdauer spricht man von einer Thixotropie. Ruht das Fluid eine gewisse Zeit, nimmt die Viskosität wieder zu. Ist das Verhalten eines Fluids genau umgekehrt, d. h. mit steigender Belastungsdauer eine erhöhte Viskosität bzw. beim Ruhen eine verringerte, spricht man von Rheopexie. Wird nach der Ruhephase die ursprüngliche Viskosität nicht mehr erreicht heisst dies partielle Thixotropie bzw. partielle Rheopexie. (Studyflix, o. J.)

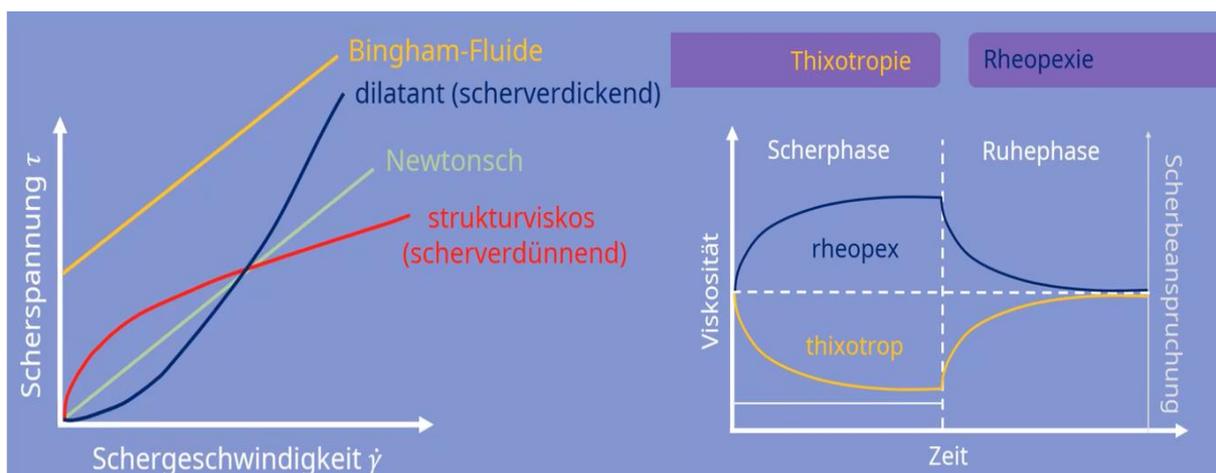


Abbildung 2 - Eigenschaften von Newtonschen und Nicht-Newtonschen Fluiden; Quelle: Studyflix (o. J.).

## 2.2 Auswirkungen von Scherspannung auf Erythrozyten

In der Literatur werden viele unterschiedlichen Angaben gemacht, wenn es um die Belastbarkeit von Erythrozyten durch turbulente Strömung geht. Mehr noch die Ergebnisse der Literatur weisen beachtliche Unterschiede auf.

Es ist darauf zu achten mit welcher Apparatur diese Belastung getestet wurde. Dabei gibt es zwei Hauptapparaturen. Das in dieser Arbeit angewendete Taylor-Couette-System oder die Turbulenzstrahlapparatur<sup>4</sup>.

Im Buch Bioströmungsmechanik wird beschrieben, dass in einem gesunden Kreislauf die Scherraten stark variieren. Diese gehen von  $100 \text{ s}^{-1}$  (Vena Cava) bis zu  $8000 \text{ s}^{-1}$  (Arteriolen). Um diesen mechanischen Beanspruchungen entgegenzuwirken, beginnen sich Erythrozyten über einer Spannung von  $50 \text{ N/m}^2$  spindelförmig auseinander zu ziehen. Dies entspricht  $500 \text{ dyn/cm}^2$ . (Oertel & Ruck, 2012)

In den folgenden Studien sind als Literatur oft die gleichen Quellen aufgeführt und die Studien verweisen aufeinander. Deshalb wird nicht auf sämtliche Studien genauer eingegangen, sofern den aufgeführten Werten plausibel erscheinen.

Sutera & Mehrjardi (1975) beschreiben ein Experiment mithilfe eines Taylor-Couette Systems, welcher einen Durchmesser von 10 cm und eine Länge von 5 cm hat. Das Experiment dauerte 4 Minuten und dabei wurde Blut zentrifugiert um reine Erythrozyten zu bekommen. Diese wurden mit PBS<sup>5</sup> wieder gemischt um eine Blutähnliche Probe zu erhalten. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass bei einer Schubspannung von  $2500 \text{ dyn/cm}^2$  eine 40 %ige Hämolyse stattfindet sowie eine 90 %ige Hämolyse bei Spannung von  $4500 \text{ dyn/cm}^2$ .

Leverett et al. (1972) kamen in ihrem 100 Sekunden langen Experiment zu dem Schluss das bei Schubspannung von  $1500 \text{ dyn/cm}^2$  die Zellschädigung schon erheblich sein soll. Auch sie verwendeten ein Taylor-Couette-System mit drehendem Innenzylinder. Ein wichtiges Resultat zeigte, dass die Interaktion der Zellen untereinander, sprich der Hämatokrit-Wert<sup>6</sup>, kein Einfluss auf die Hämolyse hat. Sie verglichen ihre Arbeit zudem noch mit Shapiro und Williams, Knapp and Yarborough sowie Steinbach. Diese kamen alle zu dem Ergebnis, dass bei

---

<sup>4</sup> Ein Fluid wird durch eine Düse mit hoher Geschwindigkeit in ein anderes Fluid eingestrahlt. Ersteres Fluid erfährt dadurch die Ausbildung von Turbulenz.

<sup>5</sup> PBS = phosphat-buffered-saline (Phosphatgepufferte Salzlösung).

<sup>6</sup> Definition in Kapitel 2.4.1.

Spannungen von 250 und 600  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  keine oder nur wenig Zellschädigung auftritt, unabhängig von der Dauer des Experiments.

Jhun et al. (2018) verwendeten eine mit PBS erzeugten Turbulenzstrahl. Zur Berechnung der Scherkräfte wurde ein 2D Laser-Doppler-Anemometer<sup>7</sup>. Für die Bestimmung der Hämolyse haben sie das freie Hämoglobin gemessen. Sie kamen zu dem Ergebnis, bei Scherspannungen grösser 30000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . Dieses Ergebnis erreichten sie mit einer Signifikanz von <5%, d. h. die Wahrscheinlichkeit, dass das Resultat zufällig hervorgerufen wurde liegt unter 5%. Ferner verglichen sie ihre Arbeit mit Blackshear sowie Forstrom. Diese kamen zu dem Ergebnis von 30000 und 50000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . Sallam hingegen erreichte das Ergebnis von 4000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . Obwohl es Studien gibt, die zeigen, dass durch das Mischen von Erythrozyten mit PBS, wie es Jhun et al. (2018) machte, die Brüchigkeit von Erythrozyten erheblich senken kann, wäre das Ergebnis dennoch eine Abweichung einer Grössenordnung festzustellen.

In der letzten Studie wird die Scherspannung wieder mittels Turbulenzstrahlverfahren ermittelt. Mithilfe von Ultraschall-Messung sowie der Bestimmung des freien Hämoglobins wurde eine Spannung von 3400  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  ermittelt. Anhand einer Studie von Baldwin muss dieser Wert jedoch korrigiert werden und so resultiert das Ergebnis von 5170  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . (Yen, J. H. et al., 2014)

### 2.3 Taylor-Couette-Strömung

Taylor-Couette-Strömung beschreibt die Strömung einer Flüssigkeit, welche sich zwischen zwei drehenden coaxial angeordneten drehenden Zylinder befindet. Die ersten Grundlagen der Couette-Strömung gehen auf Newtons Werk Principia im Jahre 1687 zurück. Fast 200 Jahre später beschrieb Stokes (1848) auftretende Wirbel in der Couette-Strömung, falls sich ein innerer Zylinder schneller als sein äusserer Zylinder dreht. (Claeßens et al., 2009; Wikipedia, 2019c)

Der französische Physiker Maurice Couette, nach dem die Strömung benannt wurde, konstruierte zwei gegeneinander rotierende Zylinder, welche eine Couette-Strömung zur Folge haben. Damit konnte er im Jahre 1890 die Viskosität von Flüssigkeiten und Gasen (Wasser und Luft) sehr genau bestimmen. Zusätzlich untersuchte er den Übergang von

---

<sup>7</sup> Für mehr Informationen siehe <https://de.wikipedia.org/wiki/Laser-Doppler-Anemometrie>.

laminarer zu turbulenter Strömung und die Auswirkungen, welche die Wandreibung mit sich bringt. (Couette, 1890; Wikipedia, 2019a)

### 2.3.1 Ebene Couette-Strömung

Bei ebener oder auch linearer Couette-Strömung handelt es sich um stationäre laminare Strömung zwischen zwei parallelen Platten, die relativ zueinander verschoben werden (vgl. Abbildung 3). Auf praktischer Ebene ist diese Art der Strömung eher schwer zu realisieren. (Rehberg, 1981)

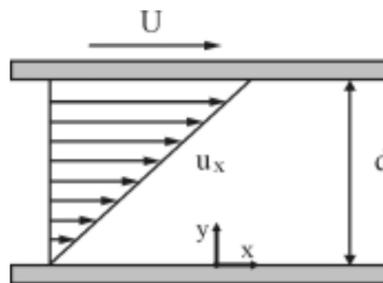


Abbildung 3 - Ebene Couette-Strömung; Quelle: Körfer (2002).

Eine gute Annäherung ist die Möglichkeit in einem zylindrischen System (siehe Kapitel 2.3.2) die Relativgeschwindigkeit  $U$  zwischen den zwei Zylindern klein und das Verhältnis von Durchmesser zu Spalt gross zu halten (Wikipedia, 2019c).

Die Scherrate  $\dot{\gamma}$  ist über den Plattenabstand  $d$  hinweg konstant und ist durch die Gleichung (2.2) gegeben.

$$\dot{\gamma} = \frac{U}{d} \quad (2.2)$$

### 2.3.2 Zylindrische Couette-Strömung

Wird anstatt den Platten zwei relativ zueinander koaxial ausgerichtete Zylinder verwendet, entsteht eine zylindrische Couette-Strömung, welche analog zur ebenen Couette-Strömung betrachtet werden kann. Eine Voraussetzung dafür ist, dass die Spaltbreite ( $r_A - r_I$ ) sehr viel kleiner als die Radien des Innen- und Aussenzylinders. Dabei fällt die Geschwindigkeit monoton von innen nach aussen ab, jedoch nicht mehr linear wie es bei der ebenen Strömung war (vgl. Abbildung 4). (Körfer, 2002)

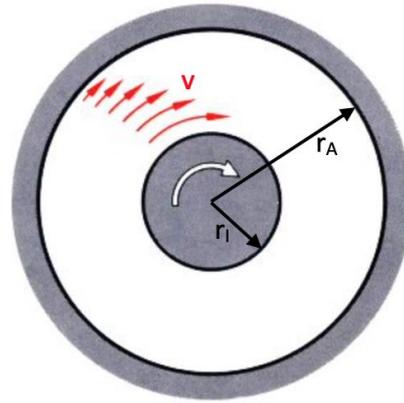


Abbildung 4 - Zylindrische Couette-Strömung; Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an Rehberg (1981).

Überschreitet die Geschwindigkeit des Innenzylinders eine definierte Rotationsgeschwindigkeit, entstehen gegenseitig rotierende Torus-Wirbel, welche erstmals von Taylor (1923) beschrieben wurden und dadurch den Namen Taylor-Wirbel erhalten haben (Grafschafter, 2014).

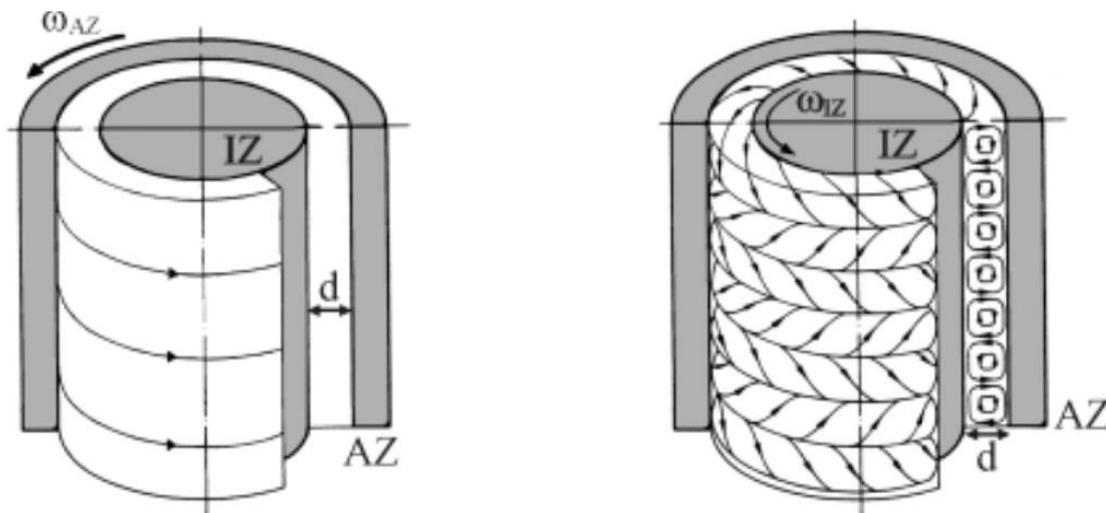


Abbildung 5 - Taylor-Couette-Strömung zw. zwei Zylindern; links: laminare Couette-Strömung; rechts: Wirbelbehaftete Taylor-Couette-Strömung; Quelle: Körfer (2002).

Mithilfe dieser zwei unabhängig voneinander rotierenden Zylinder können unterschiedlichste Strömungsformen generiert werden. Dabei unterscheidet Körfer (2002) zwischen vier Hauptarten von Strömungen:

- rein laminare Strömung
- laminare Strömung mit Taylor-Wirbeln
- rein turbulente Strömung
- turbulente Strömung mit Taylor-Wirbeln

In Abbildung 6 ist zu sehen, welche verschiedenen Strömungsformen durch unterschiedliche Drehzahlen bzw. Reynolds-Zahlen der beiden Zylinder möglich sind.

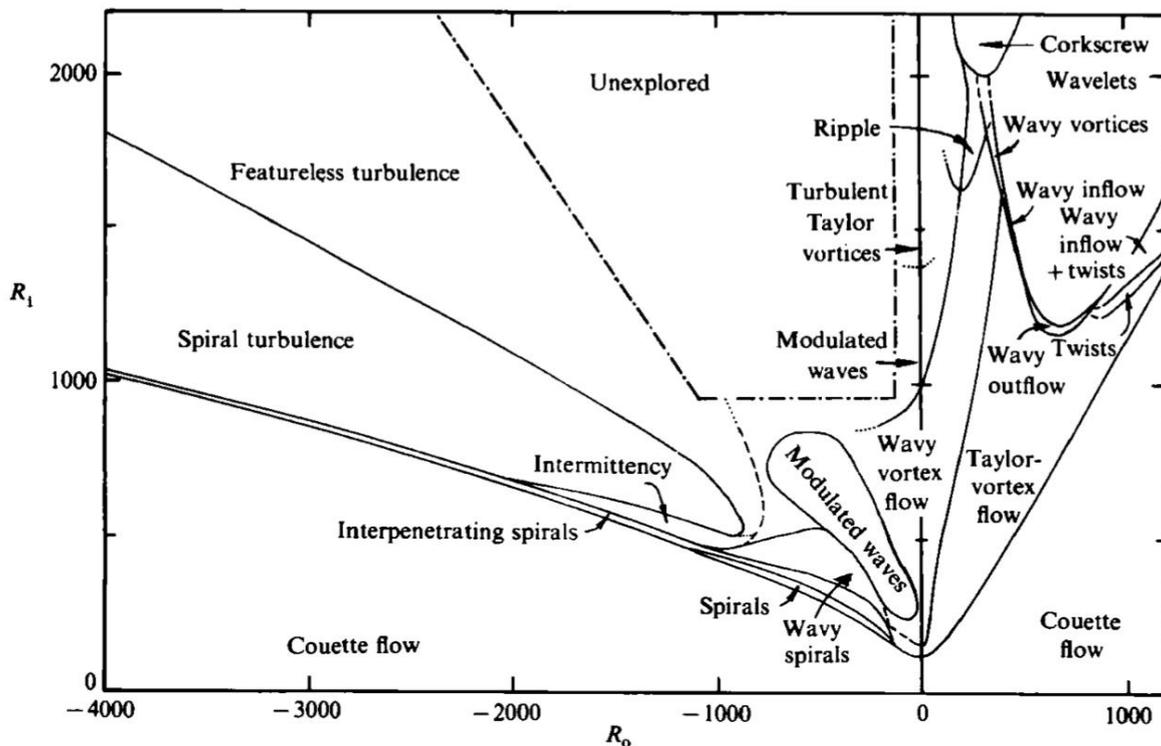


Abbildung 6 - Strömungsformen zwischen zwei Zylindern in Abhängigkeit deren Reynoldszahlen; Quelle: Andereck et al. (1986).

### 2.3.3 Taylor-Wirbel

Wie schon in Kapitel 2.3.2 erwähnt, treten ab einer bestimmten Winkelgeschwindigkeit Taylor-Wirbel auf. Die weiter innen liegenden Teilchen werden aufgrund der Zentrifugalkraft immer weiter nach aussen getrieben. Die Viskosität des Fluids im Taylor-Couette-System wirkt dieser Bewegung entgegen. Bei ebener Couette-Strömung ist die Kraft, welche von der Viskosität entgegenwirkt, grösser und die Strömung bleibt laminar. Ab einer gewissen Geschwindigkeit wird dagegen die Zentrifugalkraft grösser und die inneren Teilchen strömen nach aussen. Dort verlangsamen sich diese und werden wieder nach innen gedrängt. In Abbildung 5 sind die dadurch im Spalt hervorgerufenen Wirbel dargestellt. Der schräge Verlauf dieser Wirbel entsteht, da die Teilchen auch eine radiale Bewegung vollziehen. (Kressierer, 2011)

## 2.4 Blut

Das Blut setzt aus 55 % Blutplasma und 45 % festen Bestandteilen, den Blutzellen, zusammen. Mit mehr als 95 % machen die roten Blutkörperchen, die Erythrozyten, den grössten Teil der Blutzellen aus. Die Blutplättchen (Thrombozyten) sowie die weissen Blutzellen (Leukozyten) machen lediglich einen Anteil von ca. 4 und 1 % aus. (Tanner, 2018)

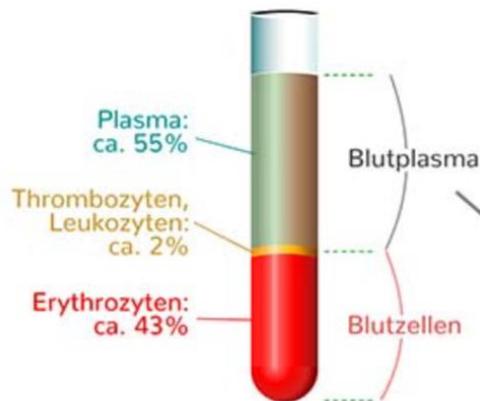


Abbildung 7 - Schematische Darstellung der Bestandteile von Blut; Quelle: (Tanner, 2018).

### 2.4.1 Erythrozyten

Die Erythrozyten sind für die Fliesseigenschaften, die Viskosität, des Blutes mitverantwortlich. Bei Erythrozyten handelt es sich um Zellen ohne Kern. Da sie durch die Kapillare passen müssen, zählen diese mit einer Grösse von 7.5  $\mu\text{m}$  im Durchmesser zu den kleinsten Zellen im Körper. Ihre Grösse variiert jedoch da sie sehr stark verformbar sind. Das Verhältnis von Erythrozyten zu Blutvolumen wird auch als Hämatokrit bezeichnet. Männer haben einen Anteil 42-52 %, Frauen von 37-47 %. Ihre Zellmembran ist gas- und wasserdurchlässig. Daher ist die Aufgabe von Erythrozyten primär der Transport von Sauerstoff ( $\text{O}_2$ ) und sekundär der von Kohlendioxid ( $\text{CO}_2$ ). Für den Transport der Gase ist das Hämoglobin verantwortlich. Es macht ca. ein Drittel der Masse der Erythrozyten aus, womit es der wichtigste Bestandteil darstellt. Das Hämoglobin-Molekül besteht aus vier einzelnen Globine-Teilen, welche jeweils einen eisenhaltigen Kern (Häm) besitzen. Dieser Kern kann das  $\text{O}_2$ -Molekül binden. Deshalb kann jedes Hämoglobin-Molekül vier  $\text{O}_2$ -Moleküle binden. (Tanner, 2018)

### 2.4.2 Blutplasma

Blutplasma ist ein zu 90 % aus Wasser bestehende klare, gelbliche Flüssigkeit. 8 % des Plasmas besteht aus Proteinen, welche zur Aufrechterhaltung des osmotischen Drucks im Gewebe

(Albumin), zur Abwehrfunktion (Globuline) sowie zur Blutgerinnung durch Gerinnungsfaktoren (Fibrinogen, Prothrombin) dienen. 2% bestehen aus weiteren Substanzen wie Ionen (z.B. für die pH Pufferung), Hormone (z.B. für den Transport von Kleinmolekülen), Enzyme, Stoffwechselprodukte und Nährstoffe. Das Plasma ohne die Gerinnungsfaktoren wird Serum genannt. (Tanner, 2018)

#### 2.4.3 Viskosität des Blutes

Die Zähflüssigkeit (Viskosität) des Blutes ist auch kurz unter Blutviskosität bekannt. In erster Linie ist Viskosität bei Blut, wie bei jeder anderen Flüssigkeit, abhängig von der Temperatur. Durch die speziellen Eigenschaften von Blut verhält es sich wie ein nicht-newtonsches Fluid (siehe Kapitel 2.1.3), d. h. es zeigt ein sprunghaftes, nicht proportionales Fließverhalten (Antwerpes & Binder, o. J.).

Wie schon im Kapitel 2.4.1 erwähnt sind die Erythrozyten für die Viskosität des Blutes massgebend verantwortlich. Nicht nur die Verformbarkeit und der Hämatokrit-Wert (Hk-Wert) spielen eine Rolle, sondern auch die Erythrozyten-Aggregation. Dabei geht es um die Anhäufung von Erythrozyten bei langsamer Fließgeschwindigkeit oder Stillstand des Blutes. Durch Anziehungskräfte zwischen den Erythrozyten bilden diese ein sog. Rouleaux, eine zusammengelagerte Gruppe Erythrozyten in Form einer Geldrolle (Antwerpes & Prinz, o. J.). Eine weitere Abhängigkeit geht auf den Gefässdurchmesser zurück. Dies wird auch als Fåhræus-Lindqvist-Effekt bezeichnet. Dieser beruht darauf, dass sich Erythrozyten durch wandnahe Scherkräfte vermehrt in die Mitte des Blutstromes bewegen (Axialmigration). Durch diese Verschiebung entsteht eine zellarme Randströmung. Dabei fungiert das Blutplasma als Gleitschicht – das Blut scheint hier fluid. Dadurch und durch die Verformbarkeit von Erythrozyten ist in kleineren Gefässen, z.B. Kapillaren, die Viskosität des Blutes geringer als in grösseren Gefässen, z.B. Hohlvene (Antwerpes et al., o. J.; Wikipedia, 2018). Die Viskosität von Vollblut verhält sich bei niedrigen Scherraten nicht konstant. Oberhalb einer Scherraten von  $100 \text{ s}^{-1}$  zeigt Blut wieder newtonsches Verhalten (Oertel & Ruck, 2012).

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Konstruktion des Taylor-Couette-Systems

Bei der Konstruktion des Taylor-Couette-Systems wird nach Childs (2011) gestaltet. Dabei dient das Modell in Abbildung 8 als Vorlage.

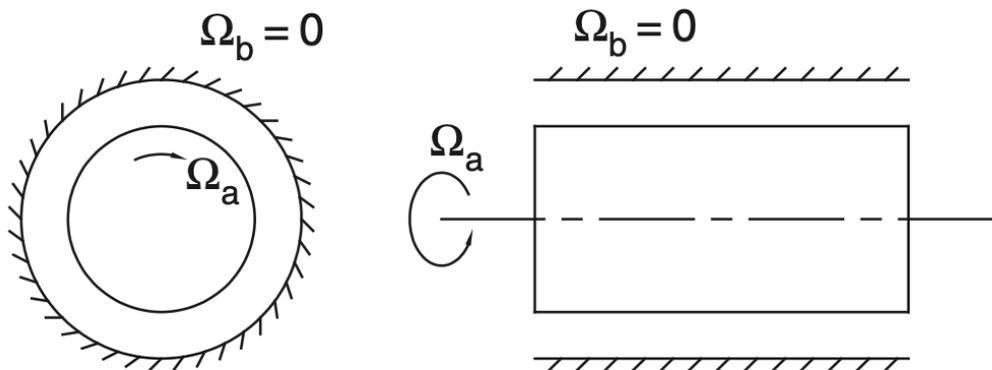


Abbildung 8 - Schematischer Aufbau des Taylor-Couette-Systems; Quelle: Childs (2011).

Hier ist zu sehen, dass der äussere Zylinder starr ist und sich der Innere Zylinder dreht. In diesem Fall wird der äussere Zylinder mittels eines Bioreaktors der Firma Bioengineering AG realisiert. Für den inneren Zylinder wird die Vorrichtung ausgemessen und dann mittels CAD<sup>8</sup>-Software und eines 3D-Druckers ein Körper erstellt werden. Der Zylinder wird dann an der Drehachse des Bioreaktors befestigt. Der Spalt zwischen äusserem und innerem Zylinder soll 9mm betragen.

#### Exkurs: Vom CAD-Modell zum ausgedruckten 3D-Objekt

Zuerst wird mittels Software ein CAD-Modell erstellt. Besagtes Modell muss dann in eine STL<sup>9</sup>-Datei umgewandelt werden. Diese Datei beschreibt das Modell mithilfe von vielen Dreiecken und Winkelgraden. Eine sog. Slicer-Software berechnet dann die Fahrwege, Druckimpulse sowie alle restlichen Informationen, welche der 3D Drucker für den Druck benötigt.

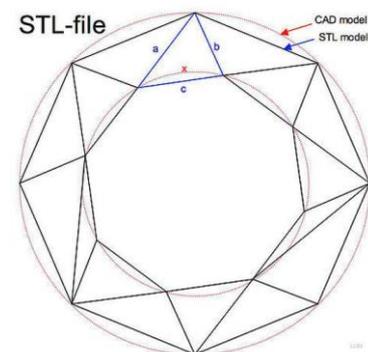


Abbildung 9 - Prinzip einer STL-Datei; Quelle: Zwettler (o. J.).

<sup>8</sup> CAD = rechnerunterstütztes Konstruieren (engl. computer-aided design).

<sup>9</sup> STL = Standard Triangulation Language

### 3.1.1 Äusserer Zylinder und Motor



Abbildung 10 - links: Äussere Zylinder bzw. Bioreaktor; rechts: Antriebsmotor; Quelle: Eigene Aufnahme.

Für den äusseren Zylinder wird, wie schon erwähnt, ein Bioreaktor verwendet. Dies entspricht einem nach oben geöffnetem Glaszylinder, welcher auf der unteren Seite auf einer Stahlplatte festgeschraubt und gegenüber dieser abgedichtet wird. In der Mitte der Stahlplatte ist eine verlängerte Motorwelle durchgeführt. Diese wird von unterhalb der Platte durch einen Motor der Firma ATA AG betrieben. Dabei handelt es sich um eine fremderregte Gleichstrommaschine mit eingebautem Tachogenerator. Dieser kann jedoch nicht verwendet werden, da keine Daten über diesen vorhanden sind. Aus diesem Grund wird ein Drehzahlmessgerät verwendet (siehe Kapitel 3.6).

#### Exkurs: Aufbau eines fremderregten Gleichstrommotors

Ein fremderregter Gleichstrommotor besteht aus zwei Kreisen. Dem Ankerkreis (A1/A2) sowie dem Erregerkreis (F1/F2). Der Erregerkreis dient dazu ein stehendes Magnetfeld im Stator (der stehende Teil) zu entwickeln. Der Ankerkreis wiederum

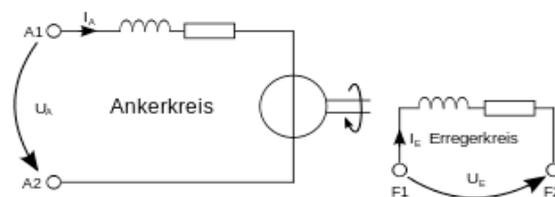


Abbildung 11 - Ersatzschaltbild einer fremderregten Gleichstrommaschine; Quelle: (Wikipedia, 2020c).

erzeugt das Magnetfeld, welches den Rotor (der drehende Teil) durchdringt. Der Gleichstrommotor kann nun über beide Kreise gesteuert werden. Sowohl über die Spannungsänderung als auch über die Widerstands- bzw. Stromänderung.

### 3.1.2 Innerer Zylinder

Für die Konstruktion des inneren Zylinders werden insgesamt vier CAD-Modelle erstellt. Für den 3D-Druck dieser Modelle wird PLA<sup>10</sup>, auch Milchsäure genannt, verwendet. Dieses Material ist kostengünstig, relativ hart und weist weder eine zu raue noch zu glatte Oberfläche auf. Zudem ist dieses Material für den Lebensmittelkontakt freigegeben. Dies bedeutet, dass es keine Stoffe in gesundheitsschädlichen Mengen abgibt, sprich die Erythrozyten nicht beeinträchtigt. Deshalb ist PLA dem Material ABS<sup>11</sup> vorzuziehen.

#### 3.1.2.1 Unterbau

Der Unterbau dient dazu, dass kein Totvolumen (Volumen, welches nicht der Spalt zwischen Zylinder und Bioreaktor ist) unterhalb des Zylinders entsteht. Zusätzlich sorgt dieser auch dafür, dass die Öffnungen am Boden des Reaktors verschlossen sind.

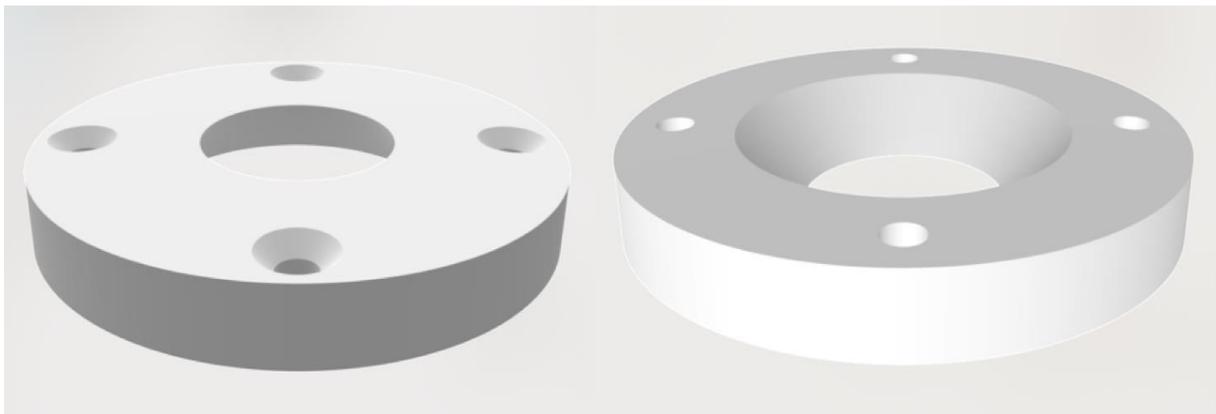


Abbildung 12 - CAD-Model des Unterbaus; **links:** von Oben; **rechts:** von Unten; Quelle: Eigene Darstellung.

Nach unten wird er mittels M6 Schrauben und Sicherungsmuttern bzw. Kontermuttern befestigt und mithilfe von Beilag-Scheiben aus Gummi abgedichtet.

---

<sup>10</sup> PLA = Polyactide.

<sup>11</sup> ABS = Acrylnitril-Butadien-Styrol.

### 3.1.2.2 Zylinder

Die Funktion des Zylinders ist den Spalt, welcher für die Taylor-Couette-Strömung benötigt wird, herzustellen. Die sechs kleinen Schlitz dienen dazu, damit die zwei Fixierungen ihn drehen können.

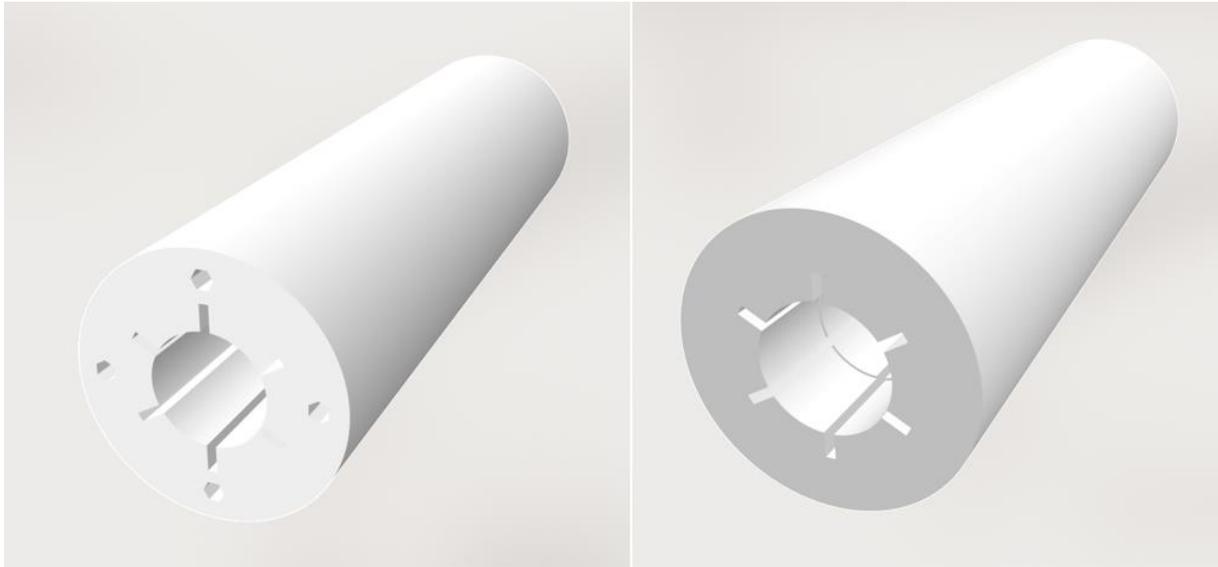


Abbildung 13 - CAD-Modell des Zylinders; *links*: von Oben; *rechts*: von Unten; Quelle: Eigene Darstellung.

Die Fixierungen gehören zum Bioreaktor und können an dessen Drehachse dessen befestigt werden.

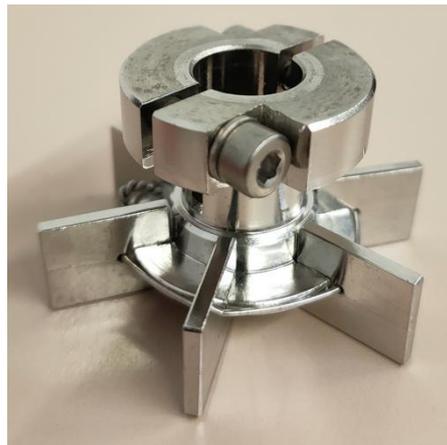


Abbildung 14 - Fixierung für den Zylinder; Quelle: Eigene Aufnahme.

### 3.1.2.3 Füllung

Die Füllung hilft dahingehend, dass falls Flüssigkeit in den Innenraum des Zylinders gelangen sollte, dass diese auf ein Minimum reduziert wird.

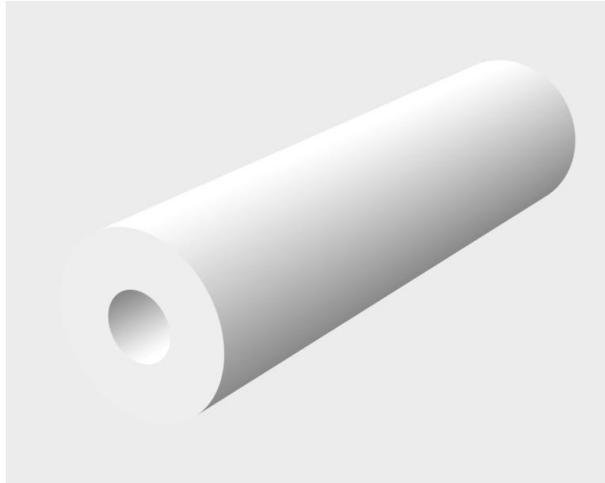


Abbildung 15 - CAD-Modell der Füllung; Quelle: Eigene Darstellung.

### 3.1.2.4 Deckel

Der Deckel dient demselben Zweck wie dem der Füllung, lediglich geht es dabei um den Innenraum des Zylinders oberhalb der oberen Fixierung. Auch verschliesst dieser den Zylinder.



Abbildung 16 - CAD-Modell des Deckels; Quelle: Eigene Darstellung.

### 3.1.3 Fertiges Taylor-Couette-System

Das zusammengesetzte Taylor-Couette-System sieht wie folgt aus.



Abbildung 17 - Zusammengesetztes Taylor-Couette-System; Quelle: Eigene Aufnahme.

### 3.2 Volumen des Systems

Das Volumen des Taylor-Couette-Systems berechnet sich über die Differenz der zwei Radien sowie der Höhe. Gegeben durch die Gleichung (3.1) ergibt sich dann ein Zielvolumen von 0,637 Liter.

$$V_{Theorie} = (R_{Out}^2 - R_{In}^2) \cdot \pi \cdot h \quad (3.1)$$

Nach Berücksichtigung der Totvolumina unter sowie im inneren des Zylinders – die restlichen Teile konnten diese Volumina nicht gänzlich eliminieren – entsteht ein theoretisch resultierendes Volumen von 0,687 Liter. Dies würde eine Differenz von 50mL bedeuten.

Das tatsächlich gemessene Volumen beträgt jedoch 0,770 Liter. Dieses lässt sich erklären durch die nicht genaue Berechnung der Volumina der Halterung und Sockels der Drehachse sowie des Totvolumen unterhalb des Unterbaus. Daraus resultiert eine absolute Differenz von 133mL bzw. 21%.

### 3.3 Durchflusszytometrie

Unter Durchflusszytometrie versteht man ein Messverfahren, welches in der Medizin bzw. der Biologie verwendet wird. Der Begriff Zytometrie bedeutet so viel wie Zell-Vermessung. Mit der Durchflusszytometrie kann man Zellen analysieren, die sich mit hoher Geschwindigkeit bewegen. Je nach Struktur, Färbung oder Form Erzeugen die Zellen beim vorbeifliessen an einem Lichtstrahl verschiedene Effekte. Aus diesen unterschiedlichen Effekten, kann dann auf die Eigenschaften der Zellen abgeleitet werden. (Wikipedia, 2020b)

Ein Durchflusszytometer besteht aus:

- der Messzelle: Durch eine Küvette wird hier die Probe durchgeleitet damit die Messung stattfinden kann,
- der Lichtquelle: Meistens ein Laserstrahl,
- den Filtern für die Aufteilung des Signals auf die richtige Wellenlänge der Detektoren,
- den Detektoren (Dioden),
- den Spiegeln für die Umlenkung des Laserstrahls.

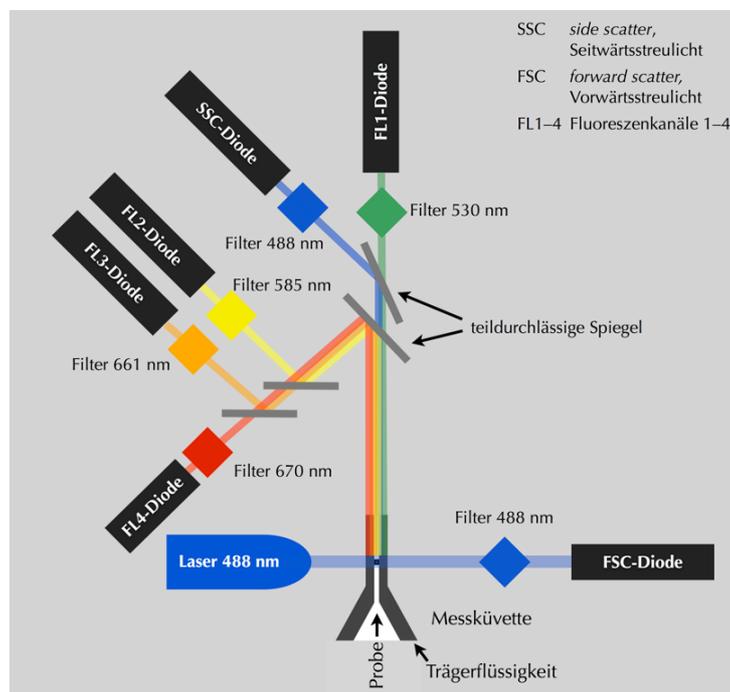


Abbildung 18 - Schematische Darstellung eines Durchflusszytometers; Quelle: (Wikipedia, 2020b).

### 3.3.1 Prinzip

Das Prinzip hinter diesem Verfahren basiert auf der Emission der Zelle, wenn diese den Laserstrahl passieren. Eine Probe wird ein in einen Mikrokanal einer Küvette eingeführt, damit nacheinander jede Zelle durch den Laserstrahl geführt wird. Dabei entsteht in Streulicht welches von den Detektoren/Dioden gemessen wird. Es werden zwei Effekte unterschieden: Das Vorwärtsstreulicht (FSC = Forward Scatter) und das Seitwärtsstreulicht (SSC = Side Scatter). FSC entsteht durch Streuung des Lichts an der Zelloberfläche, während SSC durch Streuung an Vesikeln im Inneren. FSC ist ein Mass für die Grösse bzw. Volumen einer Zelle. Je grösser die Zelle, desto höher ist der Winkel des Lichts, welches auf der Oberfläche nach vorne gebrochene wird. SSC ist ein Mass für die Granularität der Zelle.

Durch diese beiden Parameter kann man nicht zuletzt die Bestandteile des Blutes sehr gut unterscheiden. Mit den Detektoren FL1-FL4 können dann fluoreszierende Farbstoffe, welche sich z.B. an DNA binden, in der Probe genauer ausgelesen werden. Diese werden jedoch in dieser Arbeit nicht benötigt. (Wikipedia, 2020b)

Für diese Arbeit wird Durchflusszytometer Accuri B6 der Marke BD verwendet.



Abbildung 19 - Verwendetes Durchflusszytometer; Quelle: Eigene Aufnahme.

### 3.3.2 Messung der Erythrozyten

In der Abbildung 20 sind drei verschiedene Messungen zu sehen. Von links nach rechts die Messung von Erythrozyten, die zweite Messung zeigt 4 Partikel, welche Grössen von 3.4, 5.1, 7.4 sowie 14.7  $\mu\text{m}$  haben, die dritte Messung zeigt selbige, nur im vergrösserten Ausschnitt,

und die letzte zeigt FDI<sup>12</sup>-Wasser. Es werden zudem 2 Anzeigen verwendet. Oben das SSC- gegenüber dem FSC-Signal und unten die Anzahl an Zellen gegenüber dem FSC-Signal.

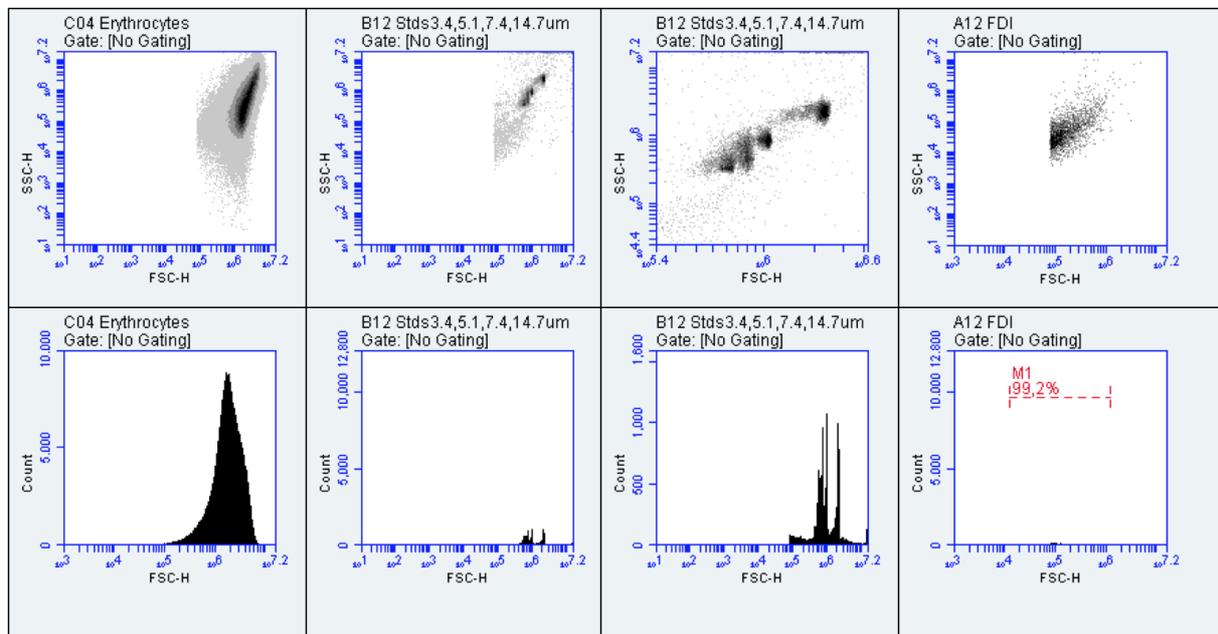


Abbildung 20 - Messung der Erythrozyten.

Die Messung der Erythrozyten ergibt jenes Ergebnis, welches zu erwarten war. Mithilfe des 3. Partikel (Spalte 2 und 3) kann man erkennen, dass die gemessenen Zellen sich in der Größenordnung um ca.  $7.4\mu\text{m}$  befinden, sprich es sich um Erythrozyten handelt. Die letzte Messung (Spalte 4) zeigt gut, dass im nach einer Messung sehr wenig Zellen im Durchflusszytometer bleiben, d. h. bei mehreren Messungen hintereinander verfälschen diese die Ergebnisse nicht gegenseitig.

### 3.4 Probe

Die Messprobe wurde vom Blutspendedienst Zentralschweiz des Schweizerisches Rotes Kreuzes zur Verfügung gestellt. Dabei handelt es sich um 4 Konserven mit Erythrozyten-Konzentrat, d. h. es enthält keine weissen Blutkörperchen mehr sowie der Hk-Wert (vgl. Kapitel 2.4.1) befindet sich zwischen  $0.6 \pm 0.1$  mit einem Volumen von  $275 \pm 75$  ml pro Konserve (genauer siehe Anhang Tabelle 5). Wird das Erythrozyten-Konzentrat alleine im Taylor-Couette-System verwendet oder lediglich mit Wasser bzw. der dem Blutplasma

<sup>12</sup> FDI – Filtered De-ionized (Gefiltertes Entionisiert)

ähnlichen Substanz PBS gemischt entstehen zu geringe Scherkräfte, da diese bzw. diese Gemische eine zu geringe Viskosität aufweist (siehe Kapitel 3.5). Ausserdem kann laut Jhun et al. (2018) die Beigabe von PBS die Brüchigkeit der Erythrozyten um das 3-4 fache erhöhen. Dieser Unterschied könnte man jedoch wieder korrigieren.

Durch das Zentrifugieren des Konzentrats kann ein Hk-Wert von 0,99 bzw. 99 % erreicht werden, was schon einen Anstieg der Viskosität nach sich zieht. (vgl. Gleichung (3.3))

Um die Scherkräfte noch weiter zu erhöhen werden die Erythrozyten mit anderen Substanzen gemischt. (1) Eine Substanz ist Glycerin. Diese besitzt zwar bei richtigem Mischungsverhältnis eine sehr gute Viskosität (siehe Anhang Abbildung 29), jedoch führt sie zur ungewollten Hämolyse (UKEssays, 2018; Zou et al., 2000). (2) Eine weitere Substanz ist Saccharose. UKEssays (2018) zeigen, dass diese sich hervorragend eignet. Durch den Zucker entsteht kein Osmotischer Druck, welcher die Zellen beschädigen würde. Das Erstellen von höheren prozentuellen Mischungen ist jedoch nur bei höheren Temperaturen möglich, welche wiederum die Erythrozyten zerstören würde. (3) Die letzte Substanz ist Honig. Da Honig hauptsächlich aus Zucker Saccharose und Glucose bestehen hat dieser laut UKEssays (2018) keinen Einfluss auf die Erythrozyten. Zudem ist Honig schon bei Raumtemperatur flüssig und weist eine hohe Viskosität auf. Die Viskosität wird durch die Studie (Yanniotis et al., 2006) ermittelt.

Das Mischungsverhältnis der Probe bestimmt zudem die Gesamtviskosität massgebend. Das Mischungsverhältnis beschreibt in etwa welcher Hk-Wert vorliegt, da es sich ja um 99 %iges Erythrozyten-Konzentrat handelt. Es werden drei Proben erstellt mit den Werten 20 %, 40 % sowie 50 %. Diese repräsentieren einen zu niedrigen, normalen sowie zu hohen Hk-Wert.

### 3.5 Berechnung/Messung der Scherspannungen

Die Scherspannung, welche im Spalt des Taylor-Couette-Systems herrscht, ist durch die Drehzahl bzw. Winkelgeschwindigkeit, den Dimensionen des Systems und der Viskosität des Fluids, welches sich im System befindet, bestimmt. Mithilfe der Formel (3.2) kann diese Scherspannung berechnet werden. Auf Basis Literaturrecherche werden die Scherspannungen, welche für diese Arbeit repräsentativ sein sollen, auf 1000, 3000, 5000 und 7000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  festgelegt.

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} \quad (3.2)$$

Die Viskosität  $\eta$  der Probe setzt sich aus den einzelnen Viskositäten der Bestandteile zusammen. Die Viskosität der Erythrozyten steigt oder sinkt abhängig von ihrem Hk-Wert. Bei 25 °C besitzt Blut eine Viskosität von 4.788mPas bei einem Hk-Wert von 40 %. Ein Anstieg des Hk-Wertes um eine Einheit verursacht eine Erhöhung der Viskosität um 4 % (Fiedler, 2019). Über die Gleichung (3.3) kann die Viskosität für verschiedene Hk-Werte berechnet werden. Dabei steht x für den gewünschten Hk-Wert in Prozent. Daraus ergibt sich für einen 99 %iges Erythrozyten-Konzentrat eine Viskosität von 48.43 mPas bei 25 °C.

$$\eta_x = \eta_{40} \cdot 1.04^{x \cdot 100 - 40} \quad (3.3)$$

Yanniotis et al. (2006) beschreiben, dass die Viskosität von Honig ist abhängig von der Art, der Feuchtigkeit sowie der Temperatur des Honigs. Daraus ergibt sich für einen Honig aus Thymianblüten bei einer Temperatur von 25 °C und einer Feuchtigkeit von 19 % eine Viskosität von 6 Pas.

Die Gesamtviskosität kann dann über die einfache Mischformel (3.4) berechnet werden. Bei der einfachen Formel handelt es sich um die Grunberg-Nissan-Mischformel für Flüssigkeiten mit einem Interaktions-Koeffizienten von 0. Die Werte  $\eta_{Ges}$ ,  $\eta_{Blut}$  und  $\eta_{Honig}$  beschreiben die Viskositäten der Mischung, des Blutes sowie des Honigs. Die zwei Werte  $x_{Blut}$  und  $x_{Honig}$  stehen für die prozentuelle Zusammensetzung. (Viswanath et al., 2007)

$$\ln(\eta_{Ges}) = x_{Blut} \cdot \ln(\eta_{Blut}) + x_{Honig} \cdot \ln(\eta_{Honig}) \quad (3.4)$$

Daraus resultieren die in Tabelle 1 ersichtlichen Viskositäten.

*Tabelle 1 - Werte der Viskositäten für verschiedene Hämatokrit-Werte.*

Hk-Wert	Viskosität
20%	2,28847005
40%	0,87284919
50%	0,53905888

Die in der Formel (3.2) enthaltene mittlere Scherrate  $\dot{\gamma}$  kann wiederum auf zwei Arten ermittelt werden. (1) Nach Körfer (2002) kann mithilfe der Gleichung (3.5) die mittlere Scherrate aus der Geometrie des Systems sowie der Winkelgeschwindigkeit berechnet werden. In dieser Gleichung beschreibt  $r_I$  den Radius des Innenzylinders,  $r_A$  den Radius des Aussenzylinders. Weiter sind  $\omega_{IZ}$  die Winkelgeschwindigkeit des Innenzylinders und  $\omega_{AZ}$  die Winkelgeschwindigkeit des Aussenzylinders.

$$\dot{\gamma} = 2 \cdot \frac{r_I^2 \omega_{IZ} + r_A^2 \omega_{AZ}}{r_a^2 - r_I^2} \quad (3.5)$$

Es kann auch die Scherrate in jedem Punkt des Spalts durch Gleichung (3.6) berechnet werden und aus diesen Werten dann die mittlere Scherrate ermittelt werden. Wobei  $r$  den Punkt im Spalt als absolute Grösse und  $\dot{\gamma}$  die Scherrate im Punkt  $r$  beschreibt.

$$\dot{\gamma} = 2 \cdot \frac{r_I^2 \omega_{IZ} + r_A^2 \omega_{AZ}}{r^2 \cdot \left(1 - \left(\frac{r_I}{r_a}\right)^2\right)} \quad (3.6)$$

Für die Berechnung der Scherkräfte in dieser Arbeit wird die Gleichung (3.5) verwendet.

### 3.6 Drehzahlmessung

Das Drehzahlmessgerät, welches für diese Arbeit verwendet wird ist das Photo-Tachometer DT-2259 der Marke Lutron. Dieses sendet einen Lichtstrahl aus, welches auf der zu messenden Grösse, in diesem Fall der Motorwelle, durch eine angebrachte Folie, reflektiert wird. Dieser reflektierende Strahl wird von einer Photodiode empfangen und über die Häufigkeit des empfangen Signals dann die Drehzahl ermittelt. Das Messgerät schafft Drehzahlen im Bereich von 5 bis  $10^6$  Umdrehungen pro Minute (RPM<sup>13</sup>).

---

<sup>13</sup> RPM = Rounds Per Minute

## 4 Hauptteil

### 4.1 Modifikationen an der Messanordnung

Der erste Druck der Bauteile, erwies sich als zu kantig. Diese sollten möglichst rund sein. Der Grund für diesen Fehler ist eine zu geringe Anzahl an Dreiecken sowie ein zu hoher Winkelgrad in der Erstellung der STL Datei (vgl. Abbildung 9).

Zudem gab es Druckschwierigkeiten. Es ist vorgekommen, dass der 3D-Drucker sich in das Objekt gebohrt hatte und sich dadurch die ganze Apparatur verkeilte. Dies zog eine längerfristige Reparatur in Anspruch sowie einen neuen Ausdruck.

Bei den ersten Versuchen mit Wasser wurde erkannt, dass bei einer zu geringen Wandstärke beim Ausdrucken der Zylinder porös bzw. undicht wird. Dadurch tritt während der Versuchsdurchführung Flüssigkeit in das Innere des Zylinders. Dieses Problem wurde dann mittels Silikon behoben. Das Silikon dient dabei als Dichtmaterial.

Nach dem Abdichten des Zylinders und des erneuten Versuches mit Wasser bemerkte man, dass der Zylinder, wegen seines hohlen Aufbaus, schwimmt. Deshalb wurde ein neuer Zylinder konstruiert, welcher nur noch zwei Drittel der Höhe ausmacht und die Füllung schon in sich integriert hat. Der Deckel kann dadurch auch vernachlässigt werden.

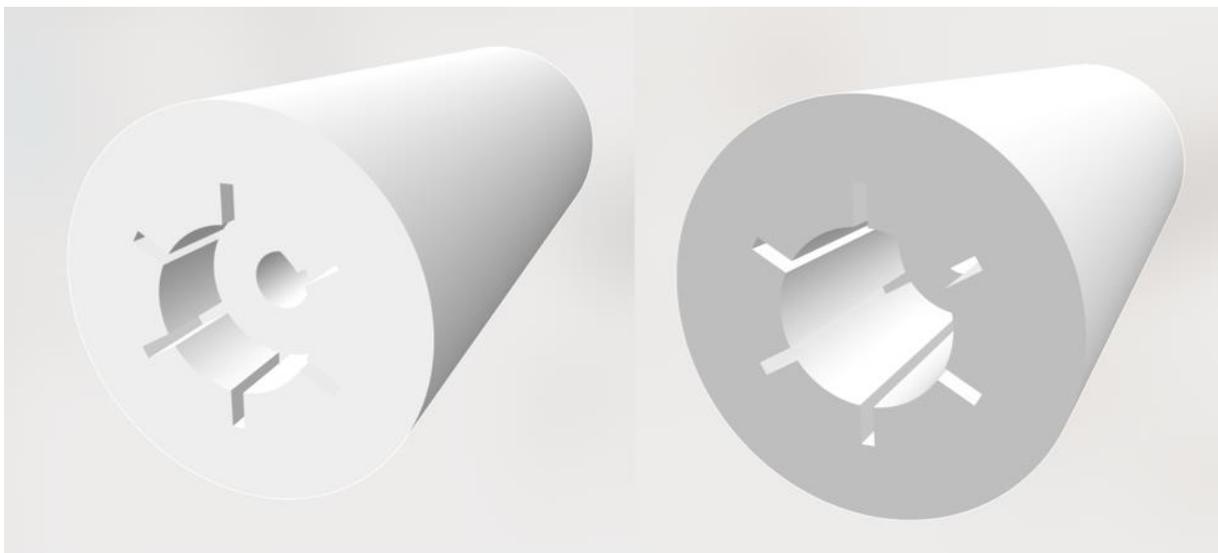


Abbildung 21 - Neue Zylinder-Konstruktion; *links*: von Oben; *rechts*: von Unten; Quelle: Eigene Darstellung.

Dieser Zylinder wird wieder mit Silikon abgedichtet. Damit besteht der komplette innere Aufbau des Systems nur mehr aus dem neuen Zylinder und dem Unterbau. Das Volumen kann

wieder erneut wie in Kapitel 0 berechnet werden. Das Theoretische Volumen beträgt nun 470 ml und das tatsächliche 550 ml. Dies entspricht einer Differenz von 80 ml bzw. 17 %.

Das Drehzahlmessgerät (siehe Kapitel 3.6) wurde beibehalten, da das Tachometer zu ungenau ist – d. h. der Wert schwankt bei niedrigen Drehzahlen zu stark um eine adäquate Interpretation zu gewährleisten – und damit verbunden auch die Kennlinie nicht genau ermittelt werden kann.

Um die wie in Kapitel 3.5 beschriebenen Schubspannungen zu erreichen, reichen die im Labor befindliche Netzteile nicht mehr aus. Deswegen wird ein neues Labornetzteil besorgt. Die neue EA-PS 5200-04 A Spannungsversorgung von Elektro Automatik besitzt einen Stellbereich von 0..200 V sowie 0..4 A und kann eine Leistung von bis zu 320 W zur Verfügung stellen.

Der Motor wird versucht als Nebenschlussmotor zu verwenden, das bedeutet der Anker- und Erregerkreis werden von der gleichen Spannung betrieben. Dies ist jedoch nur möglich, wenn noch zusätzliche Regelwiderstände zur Verfügung stehen, welche die Stromaufteilung bestimmen. Deshalb wird der Erregerkreis mit dem neuen Netzteil und der Ankerkreis mithilfe der anderen Labornetzteile (je nach Drehzahl werden mehrere in Serie geschaltet) gespeist. (vgl. Exkurs Seite 14)

Diese Schubspannungen sind trotz des neuen Labornetzteil bis auf bei der Messung mit dem Hk-Wert 20 % nicht möglich, da die Probe eine zu hohe Viskosität aufweist und dadurch eine zu hohe Belastung für Motor darstellt. Möglicherweise ginge dies, wenn ein weiteres 200 V Netzteil für den Ankerkreis zur Verfügung stünde. Für jedes Experiment wird die max. mögliche Schubspannung gemessen und dann 2 weitere zwischen dieser und  $1000 \text{ dyn/cm}^2$  gewählt. Vor dem Experiment wurde das Durchflussszytometer noch einmal geputzt um restliche Verunreinigungen zu entfernen. Dabei ist die Einstellung zu lange gewesen und nach dem vollständigen Durchlauf des FDI-Wassers begann das Gerät Luft zu messen. Diese Luftpneischlüsse in der Leitung konnten dann nicht mehr beseitigt werden. In der Luft befinden sich sehr viele kleine Partikel, welche nun auf dem Messbild zusätzlich auftreten. (vgl. Abbildung 20 Spalte 4 und Abbildung 22 Spalte 2/3/4). Welche oder ob dies Auswirkungen hat ist nicht bekannt, es wird aber in Kapitel 5.1 noch einmal darauf eingegangen.

## 4.2 Messung

Für die Messung der Hämolyse werden vier Proben entnommen. Die erste bei Beginn des Experiments, die zweite nach einer Minute, die dritte nach fünf und die letzte nach zehn

Minuten. Für die Entnahme wird die Rotation des Zylinders kurz gestoppt und mithilfe einer Pipette dann die Probe entnommen. Für die Messung mit dem Durchflusszytometer müssen die entnommenen Proben verdünnt werden, da die Viskositäten der Proben durch den Honig zu hoch geworden sind. Die Proben werden mit FDI-Wasser auf ein Verhältnis von 1:20 verdünnt. In diesem Fall 0.25 µl Probe auf 4.75 µl Wasser.

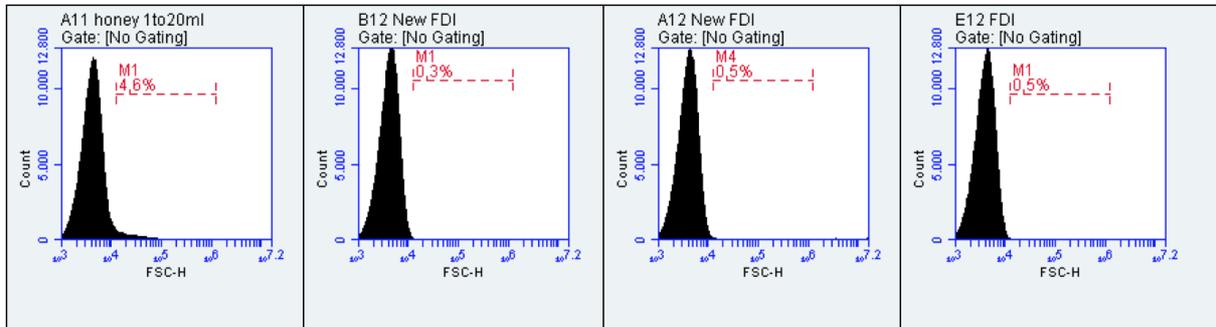


Abbildung 22 - Referenzmessungen; **von links nach rechts**: Honig im Verhältnis 1:20; FDI-Wasser vor der 20% Hämatokrit-Messung; FDI-Wasser vor der 40% Hämatokrit-Messung; FDI-Wasser vor der 50% Hämatokrit-Messung.

In der Abbildung 22 sind rote Messbereiche eingezeichnet. Diese Messbereiche symbolisieren den Bereich ausserhalb der Verschmutzung durch die Luftpartikel, den Bereich in welchem sich die Erythrozyten aufhalten. Zudem ist zu erkennen, dass der Honig nur eine geringe Anzahl an Teilchen besitzt, welche in den Messbereich eindringen. Damit kann gezeigt werden, dass weder die Partikel durch die Luftverschmutzung noch der Honig im Messbereich einen grösseren Anteil an Partikel besitzt. Für die Hämolysen werden vier neue Messbereiche eingezeichnet. Diese Bereiche stehen für Partikel in der Grössenordnung 0.25-2 µm (nicht zuordenbar), 2-4.5 µm (kleine Zellen/Partikel), 4.5-8.5 µm (Einzelzellen/Erythrozyten) und 8.5-50 µm (Grosse Zellen/Aggregationen). Der zu untersuchende Messbereich ist demnach 4,5-8,5 µm. Die zu den Messbereichen gehörenden FSC-H Werte können mithilfe der Gleichung (4.1) berechnet werden. Diese Gleichung ist abgeleitet von der Ausmessung der vier Partikelgrössen (vgl. Abbildung 20). Wobei  $d_{partikel}$  die Grösse der Partikel in µm ist.

$$FSH_H = \frac{d_{partikel} - 0.12472}{6.5864 \cdot 10^{-6}} \quad (4.1)$$

Von diesen vier Messbereichen wird der prozentuale Anteil vom gesamten Messbereich (Summe der vier Messbereiche) ermittelt und in einer Tabelle zusammen mit der Partikelkonzentration (Partikel pro µL) aufgeführt. Die Konzentration wird verwendet, um

einerseits eine bessere Gegenüberstellung zwischen den einzelnen Messungen zu erreichen und andererseits, weil bei jeder Messung eine unterschiedliche Anzahl an  $\mu\text{L}$  vom Zytometer eingelesen wird. Der Unterschied in der prozentuellen Zusammensetzung (nachfolgend Vergleich) wird aus den Daten bei  $t = 10$  min abgeleitet. Im Anhang finden sich zudem noch für jede Messung die Verteilung der Partikel anhand dem SSC- gegenüber dem FSC-Signal.

#### 4.2.1 20% Hämatokrit

Für die Messung mit 20 Hämatokrit werden die Schubspannungen wie 1000, 3000, 5000 und  $7000 \text{ dyn/cm}^2$  wie vorhergesehen verwendet.

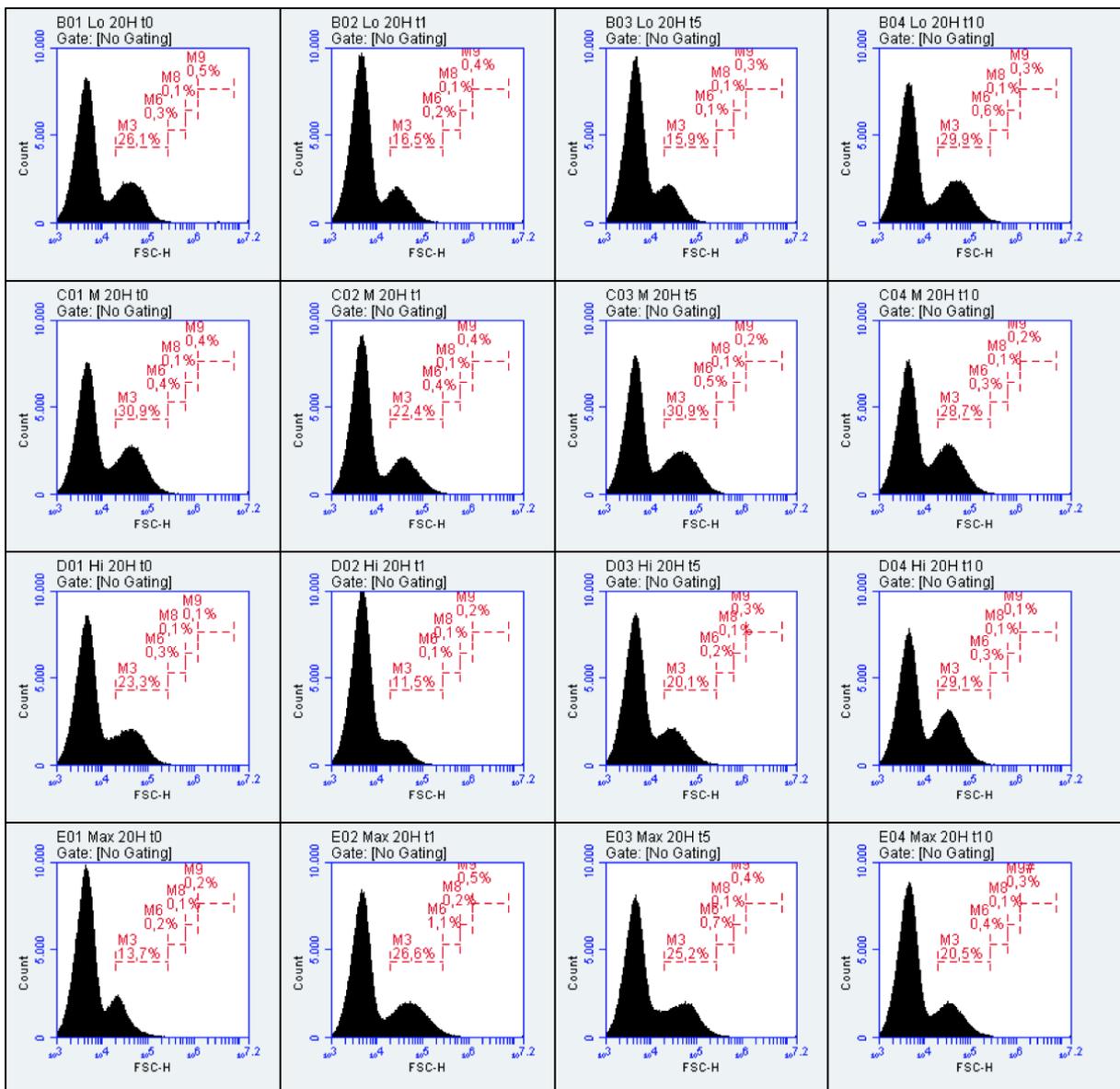


Abbildung 23 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 20%; **Spalten:** Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; **Zeilen:** Schubspannungen von oben nach unten 1000, 3000, 5000 und  $7000 \text{ dyn/cm}^2$ .

In der Abbildung 23 ist keine Hämolyse feststellbar. Auch in der Verteilung (vgl. Anhang Abbildung 30) ist kein Rückschluss über das Verhalten der 20% Hämatokrit Messprobe möglich. In Tabelle 2 ist zu erkennen, dass gleich welcher Schubspannung die Messprobe ausgesetzt ist die prozentuale Zusammensetzung der einzelnen Partikelgrößen in etwa gleichbleiben (vgl. Abbildung 26). Die meisten Partikel (>95 %) befinden sich im Bereich 0.25-2  $\mu\text{m}$ . Zusammenfassend bewirkten nicht einmal Schubspannungen von  $7000 \text{ dyn}/\text{cm}^2$  eine Veränderung.

Tabelle 2 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 20%.

Zeit	Low							
	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	1.285	97,05%	13	0,98%	4	0,30%	22	1,66%
1	934	95,99%	10	1,03%	6	0,62%	23	2,36%
5	712	96,48%	6	0,81%	4	0,54%	16	2,17%
10	1.615	96,76%	31	1,86%	7	0,42%	16	0,96%

Zeit	Medium							
	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	1.469	97,03%	21	1,39%	5	0,33%	19	1,25%
1	1.620	96,20%	26	1,54%	10	0,59%	28	1,66%
5	1.436	97,49%	22	1,49%	4	0,27%	11	0,75%
10	1.308	97,98%	13	0,97%	3	0,22%	11	0,82%

Zeit	High							
	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	1.104	98,22%	12	1,07%	2	0,18%	6	0,53%
1	496	97,45%	4	0,79%	2	0,39%	7	1,38%
5	1.111	97,20%	12	1,05%	5	0,44%	15	1,31%
10	1.349	98,54%	12	0,88%	4	0,29%	4	0,29%

Zeit	Maximum							
	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	577	96,97%	8	1,34%	3	0,50%	7	1,18%
1	1.508	93,78%	60	3,73%	13	0,81%	27	1,68%
5	1.062	95,68%	28	2,52%	5	0,45%	15	1,35%
10	863	96,42%	15	1,68%	4	0,45%	13	1,45%

4.2.2 40 % Hämatokrit

Bei der Messung mit 40 % Hämatokrit werden etwas tiefere Schubspannungen erzeugt. Hier ergeben sich die Werte 1000, 1500, 3000 und 4000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . Hier sind die vier Messbereiche von links nach rechts M5, M9, M10 und M11.

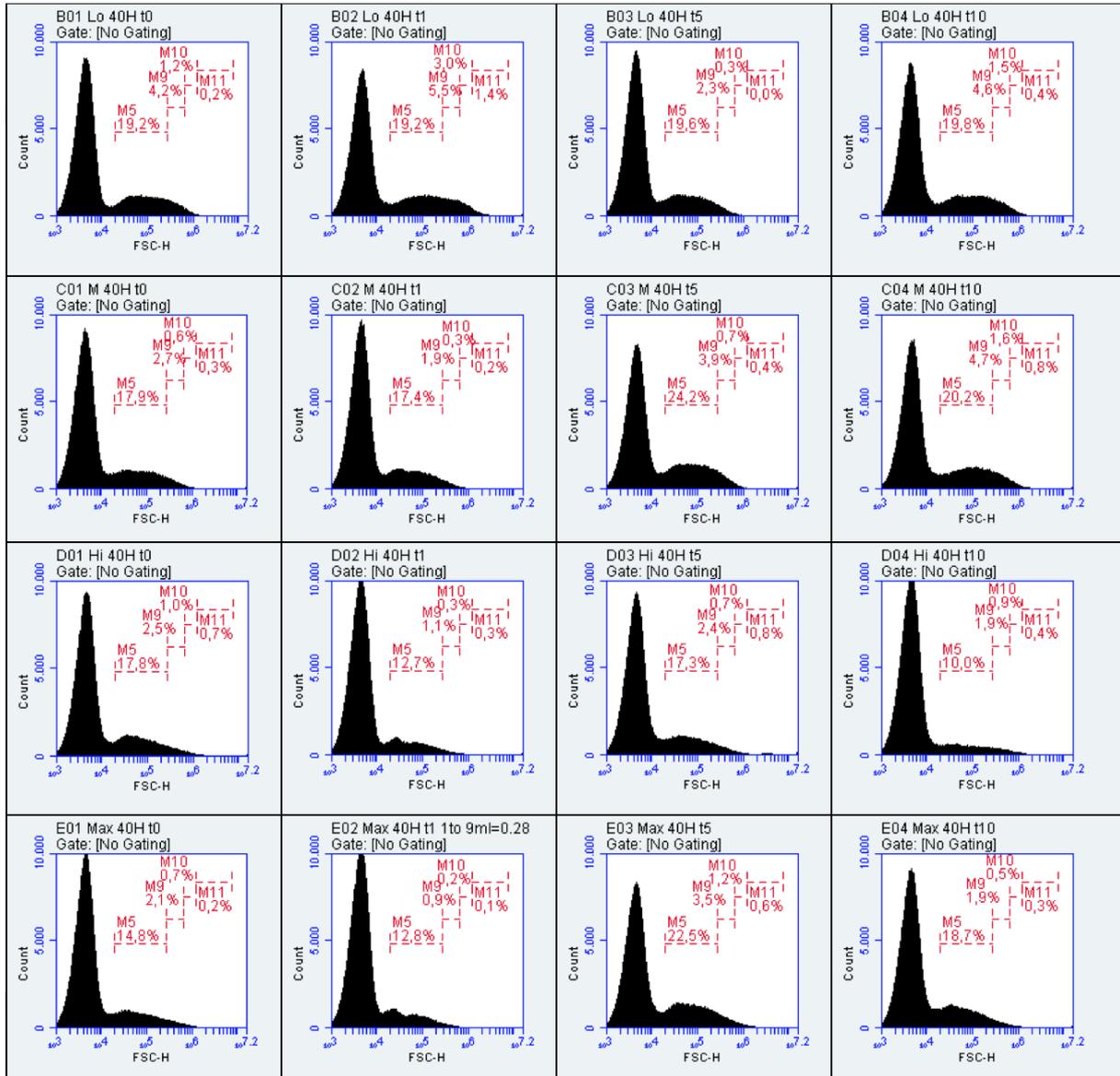


Abbildung 24 – Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 40%; **Spalten:** Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; **Zeilen:** Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 3000 und 4000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ .

Anhand Abbildung 24 wäre bei einer Schubspannung von 3000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  eine mögliche Veränderung erkennbar. Dieses Ergebnis deckt sich jedoch nicht mit der prozentualen Zusammensetzung (vgl. Tabelle 3) und der Verteilung (vgl. Anhang Abbildung 24). Im Vergleich

der Zusammensetzung (vgl. Abbildung 27) ist ein Beginn der Hämolyse zwischen 3000 und 4000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  ersichtlich.

Tabelle 3 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 40%.

Low								
Zeit	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	1.239	77,58%	271	16,97%	76	4,76%	11	0,69%
1	857	65,92%	246	18,92%	133	10,23%	64	4,92%
5	1.086	88,08%	126	10,22%	19	1,54%	2	0,16%
10	811	75,58%	188	17,52%	60	5,59%	14	1,30%

Medium								
Zeit	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	813	83,38%	124	12,72%	26	2,67%	12	1,23%
1	964	88,12%	104	9,51%	18	1,65%	8	0,73%
5	1.562	82,78%	253	13,41%	48	2,54%	24	1,27%
10	1.201	74,09%	278	17,15%	94	5,80%	48	2,96%

High								
Zeit	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	1.114	81,14%	158	11,51%	60	4,37%	41	2,99%
1	682	88,34%	61	7,90%	14	1,81%	15	1,94%
5	786	81,70%	109	11,33%	32	3,33%	35	3,64%
10	701	75,30%	137	14,72%	62	6,66%	31	3,33%

Maximum								
Zeit	0.25-2 $\mu\text{m}$		2-4.5 $\mu\text{m}$		4.5-8.5 $\mu\text{m}$		8.5-50 $\mu\text{m}$	
	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%	Partikel/ $\mu\text{L}$	%
0	882	83,44%	122	11,54%	39	3,69%	14	1,32%
1	782	91,25%	57	6,65%	12	1,40%	6	0,70%
5	969	81,09%	149	12,47%	50	4,18%	27	2,26%
10	851	87,19%	87	8,91%	24	2,46%	14	1,43%

#### 4.2.3 50 % Hämatokrit

Bei der 50 % Hämatokrit Messung sind die tiefsten Schubspannungen erzeugt. Wegen der höheren Viskosität müsste der Motor die max. Drehzahl erreichen, diese kann aber durch die Belastung nicht erreicht werden. Die vier Messbereiche hier sind von links nach rechts M7, M12, M14 und M15.

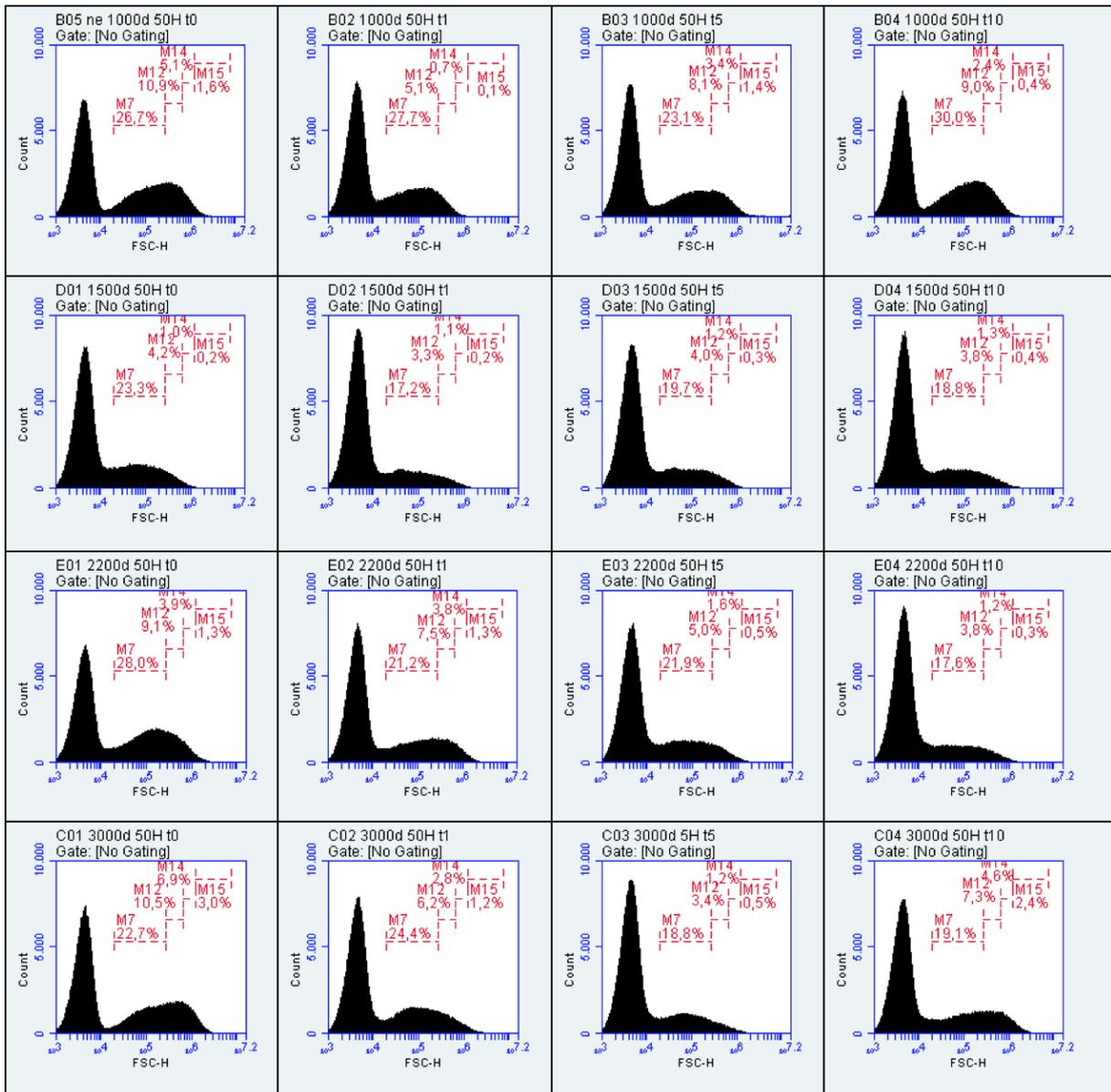


Abbildung 25 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 50%; **Spalten:** Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; **Zeilen:** Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 2200 und 3000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ .

In Abbildung 25 ist eine mögliche Hämolyse bei 2200  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  erkennbar. Diese Aussage deckt sich mit der Verteilung in Abbildung 32 (Anhang), jedoch nicht mit der Tabelle 4 oder dem Vergleich in Abbildung 28. Ferner ist eine Vergrößerung, eine Aggregation, bei 3000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  sichtbar. Dies wäre auch durch den Vergleich bestätigt aber nicht durch die Tabelle oder der Verteilung. In der Tabelle ist eine mögliche Hämolyse (in Betrachtung des Messbereiches 4.5-8.5  $\mu\text{m}$ ) schon bei 1000  $\text{dyn}/\text{cm}^2$  da die Messung bei 1 min nicht korrekt ausgeführt wurde. Die anderen Messbereiche passen aber nicht zu dieser Aussage. Die Verteilung würde dies wiederum bestätigen. (vgl. Tabelle 4, Abbildung 28 und Anhang Abbildung 32)

Tabelle 4 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 50%.

Low								
Zeit	0.25-2 µm		2-4.5 µm		4.5-8.5 µm		8.5-50 µm	
	Events/µL	%	Events/µL	%	Events/µL	%	Events/µL	%
0	1.090	60,22%	445	24,59%	208	11,49%	67	3,70%
1	1.263	82,28%	232	15,11%	33	2,15%	7	0,46%
5	1.072	64,15%	376	22,50%	160	9,58%	63	3,77%
10	1.340	71,73%	403	21,57%	106	5,67%	19	1,02%

Medium								
Zeit	0.25-2 µm		2-4.5 µm		4.5-8.5 µm		8.5-50 µm	
	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%
0	1.198	81,17%	215	14,57%	53	3,59%	10	0,68%
1	1.242	78,46%	241	15,22%	82	5,18%	18	1,14%
5	951	78,14%	195	16,02%	57	4,68%	14	1,15%
10	888	77,35%	180	15,68%	60	5,23%	20	1,74%

High								
Zeit	0.25-2 µm		2-4.5 µm		4.5-8.5 µm		8.5-50 µm	
	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%
0	1.226	66,20%	398	21,49%	170	9,18%	58	3,13%
1	1.406	62,74%	495	22,09%	252	11,24%	88	3,93%
5	995	75,72%	225	17,12%	73	5,56%	21	1,60%
10	886	76,91%	190	16,49%	60	5,21%	16	1,39%

Maximum								
Zeit	0.25-2 µm		2-4.5 µm		4.5-8.5 µm		8.5-50 µm	
	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%	Partikel/µL	%
0	925	52,77%	427	24,36%	279	15,92%	122	6,96%
1	1.064	70,60%	269	17,85%	121	8,03%	53	3,52%
5	1.118	78,57%	201	14,13%	72	5,06%	32	2,25%
10	924	57,21%	352	21,80%	223	13,81%	116	7,18%

### 4.3 Vergleich der Zusammensetzung bei verschiedenen Schubspannungen

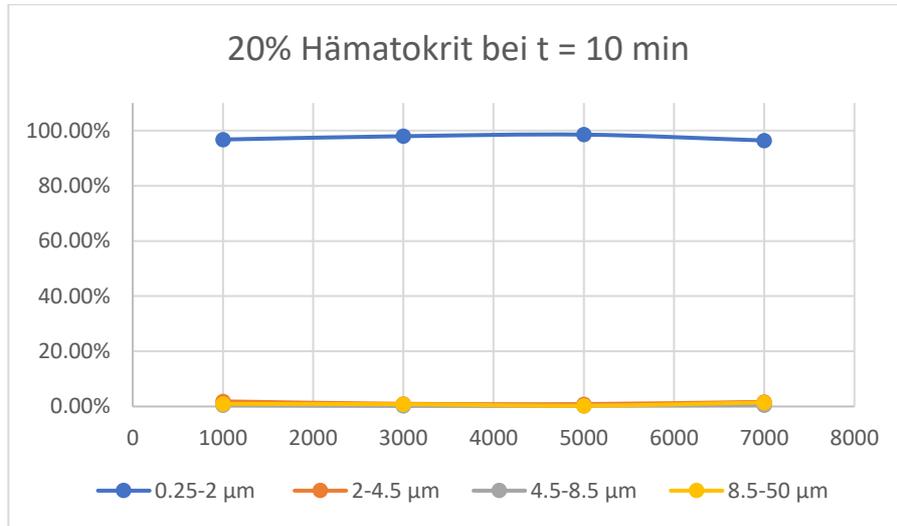


Abbildung 26 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 20% Hämatokrit Messung bei t = 10 min.

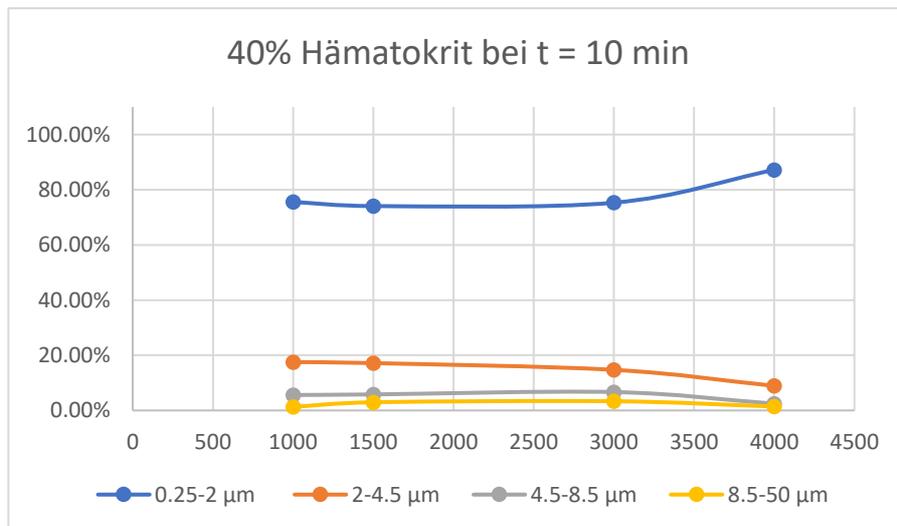


Abbildung 27 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 40% Hämatokrit Messung bei t = 10 min.

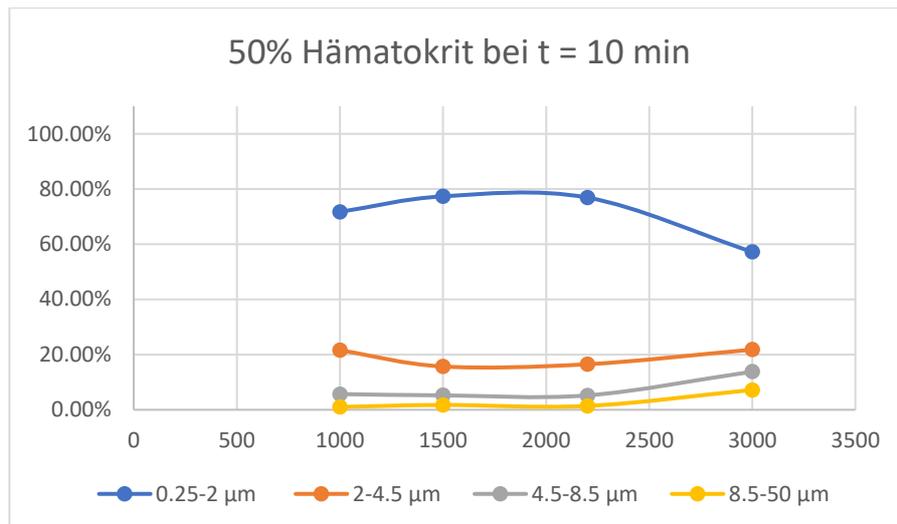


Abbildung 28 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 50% Hämatokrit Messung bei t = 10 min.

#### 4.4 Ergebnisse der Messung

Das Ergebnis dieser Messungen steht einerseits für, andererseits entgegen der Theorie, dass bei steigender Scherspannung die Hämolyse ansteigt. In den Vergleichen ist eine Hämolyse bei einem Hk-Wert von 40% und eine Aggregation bei einem Hk-Wert von 50% bei steigenden Scherspannungen zu sehen.

Die 50% Hämatokrit-Messung zeigt zudem bedeutende Unstimmigkeiten. Die  $1000 \text{ dyn/cm}^2$  und die  $2200 \text{ dyn/cm}^2$  Messung weisen eine mögliche Hämolyse auf. Wohingegen Die  $1500 \text{ dyn/cm}^2$  und die  $3000 \text{ dyn/cm}^2$  Messung dies nicht tun bzw. das Gegenteil, eine Aggregation, aufzeigen. Das Ergebnis zeigt auch, dass Erythrozyten bei einem Hk-Wert von 20% keine Reaktion auf Schubspannungen zeigen.

Ein unerwartetes Ergebnis ist, dass der Honig scheinbar einen Teil der Zellen schrumpfen zu lässt. Der Messbereich 2-4.5 µm steigt genauso wie der Bereich 4.5-8.5 µm mit steigendem Hk-Wert an. (vgl. Tabelle 2/Tabelle 3/Tabelle 4)

## 5 Diskussion und Interpretation

### 5.1 Plausibilität

Eine mögliche Fehlerquelle ist das zu lange warten zwischen dem Mischen der Erythrozyten und dem Honig. Dies hat möglicherweise die Erythrozyten geschädigt, obwohl dies laut UKEssays (2018) nicht der passieren. Dies wäre auch eine Erklärung für die Differenz der Messung der Erythrozyten zu der Messung der Probe (vgl. Abbildung 20 und Abbildung 22).

Betreffend der Lagerungszeit ist auch das Erythrozyten-Konzentrat, welches in diesem Experiment verwendet wurde, mehrere Wochen alt. Das könnte die Erythrozyten schädigen, wengleich die Lagerung nach Vorgaben verlief. Sutura & Mehrjardi (1975) sowie Jhun et al. (2018) beendeten den Versuch hingegen schon 6h bzw. 2Tage nach der Blutentnahme.

Eine weitere denkbare Fehlerquelle ist die Verunreinigung durch die versehentliche Messung der Luft. Dadurch gelangen viele Partikel in das Durchflusszytometer, welche trotz Reinigung nicht entfernt werden konnten, nur eine kleine Verbesserung wurde erzielt. Möglicherweise ist durch diese Partikel das Ergebnis stark verfälscht, da das Zytometer nun nicht mehr alle Partikel erkennen kann.

Auch der Aufbau des Taylor-Couette-Systems könnte eine Fehlerursache sein. Durch den nicht optimalen Druck entstanden Risse (kleine Spalte) in den Bauteilen. Diese und die Hohlräume sind Ansammlungsorte für Erythrozyten.

### 5.2 Betrachtung der Hypothese

Einerseits ist aufgrund der zu vielen mögliche Fehlerquellen (vgl. Kapitel 5.1) es eher unwahrscheinlich, dass die in Kapitel 1.6 aufgeführte Hypothese durch dieses Experiment beantwortet werden kann. Andererseits besteht die Möglichkeit dass die Hämolyse erst im Bereich von  $10^4$ - $10^5 \text{ dyn/cm}^2$  stattfindet, wie von Jhun et al. (2018) beschrieben.

## 6 Schluss

### 6.1 Schlussfolgerung

Die im Kapitel 1.5 gestellte Zielsetzung kann nicht erfüllt werden. Es kann keinerlei Aussage hergeleitet werden, welche mit einer wissenschaftlichen Signifikanz ( $p < 5\%$ ) bestätigt werden können.

### 6.2 Fazit und Ausblick

Das Experiment war sehr spannend und interessant, jedoch leider mit einem unverhofften Ende. Ferner konnte viel über die Strömungslehre gelernt, sowie einen Einblick in ein medizintechnisches Biologielabor erhalten werden.

Der Versuch sollte noch einmal durchgeführt werden. Möglicherweise mit einem neu gebauten System. Dieses System könnte aus Aluminium bestehen, da dieses Material gut zu bearbeiten ist und nicht porös. Ergänzend kann Aluminium auch mittels drehen und fräsen mit viel genaueren Masstäben (sub-mm-Bereich) gearbeitet werden kann und dadurch ein kleinerer Spalt entsteht. Mithilfe eines anderen Motors, welcher Drehzahlen bis bspw. 10000 RPM erreicht, werden, hohe Schubspannungen, auch Erhöhung der Viskosität, erreicht.

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 - Grundbegriffe der Strömungslehre; Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an MalvernPanalytical (o. J.) und Wikipedia (2019b). .....	3
Abbildung 2 - Eigenschaften von Newtonschen und Nicht-Newtonschen Fluiden; Quelle: Studyflix (o. J.). .....	5
Abbildung 3 - Ebene Couette-Strömung; Quelle: Körfer (2002). .....	8
Abbildung 4 - Zylindrische Couette-Strömung; Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an Rehberg (1981). .....	9
Abbildung 5 - Taylor-Couette-Strömung zw. zwei Zylindern; <b>links:</b> laminare Couette-Strömung; <b>rechts:</b> Wirbelbehaftete Taylor-Couette-Strömung; Quelle: Körfer (2002). .....	9
Abbildung 6 - Strömungsformen zwischen zwei Zylindern in Abhängigkeit deren Reynoldszahlen; Quelle: Andereck et al. (1986). .....	10
Abbildung 7 - Schematische Darstellung der Bestandteile von Blut; Quelle: (Tanner, 2018). .....	11
Abbildung 8 - Schematischer Aufbau des Taylor-Couette-Systems; Quelle: Childs (2011). ....	13
Abbildung 9 - Prinzip einer STL-Datei; Quelle: Zwettler (o. J.). .....	13
Abbildung 10 - <b>links:</b> Äussere Zylinder bzw. Bioreaktor; <b>rechts:</b> Antriebsmotor; Quelle: Eigene Aufnahme. ....	14
Abbildung 11 - Ersatzschaltbild einer fremderregten Gleichstrommaschine; Quelle: (Wikipedia, 2020c). .....	14
Abbildung 12 - CAD-Model des Unterbaus; <b>links:</b> von Oben; <b>rechts:</b> von Unten; Quelle: Eigene Darstellung. ....	15
Abbildung 13 - CAD-Modell des Zylinders; <b>links:</b> von Oben; <b>rechts:</b> von Unten; Quelle: Eigene Darstellung. ....	16
Abbildung 14 - Fixierung für den Zylinder; Quelle: Eigene Aufnahme. ....	16
Abbildung 15 - CAD-Modell der Füllung; Quelle: Eigene Darstellung. ....	17
Abbildung 16 - CAD-Modell des Deckels; Quelle: Eigene Darstellung. ....	17
Abbildung 17 - Zusammengesetztes Taylor-Couette-System; Quelle: Eigene Aufnahme. ....	18
Abbildung 18 - Schematische Darstellung eines Durchflusszytometers; Quelle: (Wikipedia, 2020b). .....	19
Abbildung 19 - Verwendetes Durchflusszytometer; Quelle: Eigene Aufnahme. ....	20
Abbildung 20 - Messung der Erythrozyten. ....	21

Abbildung 21 - Neue Zylinder-Konstruktion; <b>links:</b> von Oben; <b>rechts:</b> von Unten; Quelle: Eigene Darstellung. ....	25
Abbildung 22 - Referenzmessungen; <b>von links nach rechts:</b> Honig im Verhältnis 1:20; FDI-Wasser vor der 20% Hämatokrit-Messung; FDI-Wasser vor der 40% Hämatokrit-Messung; FDI-Wasser vor der 50% Hämatokrit-Messung. ....	27
Abbildung 23 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 20%; <b>Spalten:</b> Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; <b>Zeilen:</b> Schubspannungen von oben nach unten 1000, 3000, 5000 und 7000 $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . ....	28
Abbildung 24 – Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 40%; <b>Spalten:</b> Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; <b>Zeilen:</b> Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 3000 und 4000 $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . ....	30
Abbildung 25 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 50%; <b>Spalten:</b> Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; <b>Zeilen:</b> Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 2200 und 3000 $\text{dyn}/\text{cm}^2$ . ....	32
Abbildung 26 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 20% Hämatokrit Messung bei $t = 10$ min.....	34
Abbildung 27 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 40% Hämatokrit Messung bei $t = 10$ min.....	34
Abbildung 28 - Vergleich prozentualer Zusammensetzung der verschiedenen Schubspannung der 50% Hämatokrit Messung bei $t = 10$ min.....	35

## 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 - Werte der Viskositäten für verschiedene Hämatokrit-Werte.....	23
Tabelle 2 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 20%. ....	29
Tabelle 3 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 40%. ....	31
Tabelle 4 - Messung der Hämolyse mit einem Hämatokrit-Wert von 50%. ....	33

## 9 Abkürzungsverzeichnis

3D	Drei dimensional
°C	Grand Celsius
Ba	Barye
bzw.	beziehungsweise
CAD	Rechnerunterstütztes Konstruieren
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid
d. h.	das heisst
FSC	Vorwärtsstreulicht (Forward Scatter)
FDI	Gefiltert Entionisiert (Filtered De-ionized)
Hk-Wert	Hämatokrit-Wert
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
Pa	Pascal
PLA	Polyactide
RPM	Umdrehungen pro Minute (Rounds Per Minute)
sog.	sogenannt/e
SSC	Seitwärtsstreulicht (Side Scatter)
SI	internationales Einheitensystem
vgl.	vergleiche

## 10 Literaturverzeichnis

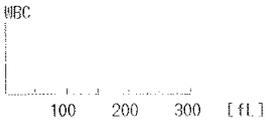
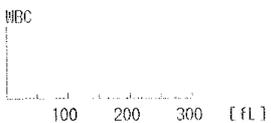
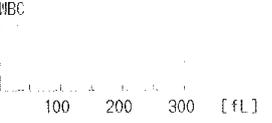
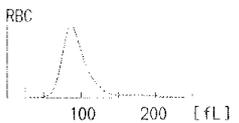
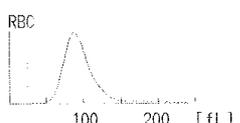
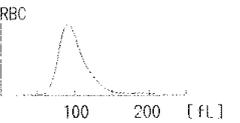
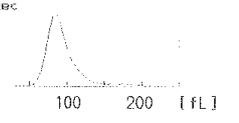
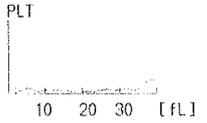
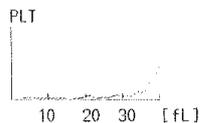
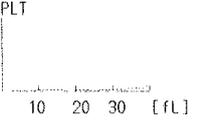
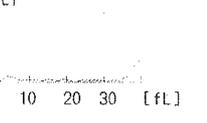
- Andereck, C. D., Liu, S. S., & Swinney, H. (1986). *Flow regimes in a circular Couette system with independently rotating cylinders*. 164, 155–183.
- Antwerpes, F., & Binder, M. (o. J.). *Blutviskosität*. DocCheck Flexikon. Abgerufen 23. November 2020, von <https://flexikon.doccheck.com/de/Blutviskosit%C3%A4t>
- Antwerpes, F., & Prinz, D. (o. J.). *Erythrozytenaggregation*. DocCheck Flexikon. Abgerufen 23. November 2020, von <https://flexikon.doccheck.com/de/Erythrozytenaggregation>
- Antwerpes, F., Schmidt, R., Baume, A., & Ostendorf, N. (o. J.). *Fåhræus-Lindqvist-Effekt*. DocCheck Flexikon. Abgerufen 23. November 2020, von <https://flexikon.doccheck.com/de/F%C3%A5hraeus-Lindqvist-Effekt>
- Childs, P. R. N. (2011). Chapter 6—Rotating Cylinders, Annuli, and Spheres. In P. R. N. Childs (Hrsg.), *Rotating Flow* (S. 177–247). Butterworth-Heinemann. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123820983000068>
- Claeßens, D., Faouzi, H., & Mayer, D. (2009). *Numerische Simulation einer Taylor-Couette Strömung und Modellierung thrombozytärer Reaktionen*.
- Couette, M. (1890). *Studies on the Friction of Liquids*. 21, 433–510.
- Fiedler, H. (2019). Viskosimetrie. In A. M. Gressner & T. Arndt (Hrsg.), *Lexikon der Medizinischen Laboratoriumsdiagnostik* (S. 2453–2454). Springer Berlin Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-48986-4\\_3258](https://doi.org/10.1007/978-3-662-48986-4_3258)
- Grafshafter, A. (2014). *Hydrodynamik und Stoffaustausch in einem modifizierten Drehscheibenextraktor im Labormaßstab*. TU Graz.
- Hoefer, I. E., den Adel, B., & Daemen, M. J. A. P. (2013). Biomechanical factors as triggers of vascular growth. *Cardiovascular Research*, 99(2), 276–283. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvt089>
- Jhun, C.-S., Stauffer, M. A., Reibson, J. D., Yeager, E. E., Newswanger, R. K., Taylor, J. O., Manning, K. B., Weiss, W. J., & Rosenberg, G. (2018). Determination of Reynolds Shear Stress Level for Hemolysis. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs : 1992)*, 64(1), 63–69. PubMed. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000615>
- Jones, S. A. (1995). A relationship between reynolds stresses and viscous dissipation: Implications to red cell damage. *Annals of Biomedical Engineering*, 23(1), 21–28. <https://doi.org/10.1007/BF02368297>
- Körper, S. (2002). *Der Einfluss von laminaren Strömungen und Sekundärströmungen im Taylor-Couette-System auf die Thrombozyten*.

- Kressierer, S. (2011). *Taylor-Couette-Strömung*.  
<https://www.av.ph.tum.de/Experiment/1000/Beschreibungen/ver1511.php>
- Leverett, L. B., Hellums, J. D., Alfrey, C. P., & Lynch, E. C. (1972). Red Blood Cell Damage by Shear Stress. *Biophysical Journal*, *12*(3), 257–273. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(72\)86085-5](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(72)86085-5)
- MalvernPanalytical. (o. J.). *Grundlagen der Viskosität und ihrer Messung | Malvern Panalytical*. Abgerufen 2. Januar 2021, von <https://www.malvernpanalytical.com/de/products/measurement-type/viscosity>
- Morshed, K. N., Bark Jr., D., Forleo, M., & Dasi, L. P. (2014). Theory to Predict Shear Stress on Cells in Turbulent Blood Flow. *PLoS ONE*, *9*(8), e105357. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0105357>
- Oertel, H., & Ruck, S. (2012). Blutkreislauf. In H. Oertel jr. & S. Ruck (Hrsg.), *Bioströmungsmechanik: Grundlagen, Methoden und Phänomene* (S. 237–295). Vieweg+Teubner Verlag. [https://doi.org/10.1007/978-3-8348-8631-6\\_6](https://doi.org/10.1007/978-3-8348-8631-6_6)
- Ostendorf, Dr. med. N., & Villiger, E. (o. J.). *Hämolyse*. DocCheck Flexikon. Abgerufen 27. September 2020, von <https://flexikon.doccheck.com/de/H%C3%A4molyse>
- Prinz, D. (o. J.). *Zytolyse*. DocCheck Flexikon. Abgerufen 27. September 2020, von <https://flexikon.doccheck.com/de/Zytolyse>
- Rehberg, I. (1981). *Phasenübergänge und hydrodynamische Instabilitäten*. <http://www.ep5.uni-bayreuth.de/rehberg/publications/publ/001.pdf>
- Sigloch, H. (2017). *Technische Fluidmechanik* (10. Aufl.).
- Studyflix. (o. J.). *Nicht newtonsche Flüssigkeit und newtonsche Flüssigkeit*. Studyflix. Abgerufen 2. Januar 2021, von <https://studyflix.de/ingenieurwissenschaften/nicht-newtonsche-flussigkeit-1630>
- Sutera, S. P., & Mehrjardi, M. H. (1975). Deformation and fragmentation of human red blood cells in turbulent shear flow. *Biophysical Journal*, *15*(1), 1–10. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(75\)85787-0](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(75)85787-0)
- Tanner, S. (2018, April 6). *Blut- und Lymphsystem*. Modul Anatomie & Physiologie 1.
- Taylor, G. I. (1923). VIII. Stability of a viscous liquid contained between two rotating cylinders. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, *223*(605–615), 289–343. <https://doi.org/10.1098/rsta.1923.0008>

- UKessays. (2018). *Affect of Molecular Weight and Lipid-Water Partition Coefficient on Understanding Hemolysis with Rabbit Red Blood Cells*.  
<https://www.ukessays.com/essays/biology/affect-of-molecular-weight-and-lipid-water-partition-coefficient-on-understanding-hemolysis-with-rabbit-red-blood-cells.php>
- Viswanath, D. S., Ghosh, T. K., Prasad, D. H. L., Dutt, N. V. K., & Rani, K. Y. (2007). *Viscosity of Liquids—Theory, Estimation, Experiment, and Data*.
- Wikipedia. (2018). *Fåhræus-Lindqvist-Effekt*.  
<https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=F%C3%A5hr%C3%A6us-Lindqvist-Effekt&oldid=174317772>
- Wikipedia. (2019a). *Maurice Couette*. [https://de.wikipedia.org/wiki/Maurice\\_Couette](https://de.wikipedia.org/wiki/Maurice_Couette)
- Wikipedia. (2019b). *Schergeschwindigkeit*.  
<https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Schergeschwindigkeit&oldid=188249083>
- Wikipedia. (2019c). *Taylor-Couette-Strömung*. <https://de.wikipedia.org/wiki/Taylor-Couette-Str%C3%B6mung>
- Wikipedia. (2020a). *CGS-Einheitensystem*. <https://de.wikipedia.org/wiki/CGS-Einheitensystem>
- Wikipedia. (2020b). *Durchflusszytometrie*.  
<https://de.wikipedia.org/wiki/Durchflusszytometrie>
- Wikipedia. (2020c). *Gleichstrommaschine*.  
<https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Gleichstrommaschine&oldid=206398164>
- Yanniotis, S., Skaltsi, S., & Karaburnioti, S. (2006). Effect of moisture content on the viscosity of honey at different temperatures. *Journal of Food Engineering*, 72(4), 372–377.  
<https://doi.org/10.1016/j.jfoodeng.2004.12.017>
- Yen, J. H., Chen, S. F., Chern, M. K., & Lu, P. C. (2014). *The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis*. <https://doi.org/10.1007/s10047-014-0755-3>
- Zou, C.-G., Agar, N. S., & Jones, G. L. (2000). Haemolysis of human and sheep red blood cells in glycerol media: The effect of pH and the role of band 3. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 127(3), 347–353.  
[https://doi.org/10.1016/S1095-6433\(00\)00263-4](https://doi.org/10.1016/S1095-6433(00)00263-4)
- Zwettler, M. (o. J.). *Was ist eigentlich das STL-Format?* Abgerufen 30. Dezember 2020, von <https://www.konstruktionspraxis.vogel.de/was-ist-eigentlich-das-stl-format-a-921853/>

11 Anhang

Tabelle 5 - Werte der Blutkonserven; Quelle: Blutspendedienst Zentralschweiz des Schweizerisches Rotes Kreuzes.

Operator BOS ID. H012020016159 Date 30/11/2020 Time 09:42 Mode WB	Operator BOS ID. H012020016145 Date 30/11/2020 Time 09:38 Mode WB	Operator BOS ID. H012020004801 Date 30/11/2020 Time 09:36 Mode WB	Operator BOS ID. H01202001610 Date 30/11/2020 Time 09:40 Mode WB
WBC ! 0.0 ×10 <sup>9</sup> /L	WBC ! 0.0 ×10 <sup>9</sup> /L	WBC ! 0.0 ×10 <sup>9</sup> /L	WBC ! 0.0 ×10 <sup>9</sup> /L
RBC ! 7.36 ×10 <sup>12</sup> /L	RBC + 6.34 ×10 <sup>12</sup> /L	RBC + 6.45 ×10 <sup>12</sup> /L	RBC ! 8.40 ×10 <sup>12</sup> /L
HGB + 209 g/L	HGB 179 g/L	HGB + 205 g/L	HGB +++++ g/L
HCT !0.654	HCT +0.569	HCT !0.611	HCT !0.731
MCV 88.9 fL	MCV 89.7 fL	MCV 94.7 fL	MCV 87.0 fL
MCH 28.4 pg	MCH 28.2 pg	MCH 31.8 pg	MCH 30.7 pg
MCHC 320 g/L	MCHC - 315 g/L	MCHC 336 g/L	MCHC 353 g/L
PLT ! 7 ×10 <sup>9</sup> /L	PLT ! 1 ×10 <sup>9</sup> /L	PLT ! 0 ×10 <sup>9</sup> /L	PLT ! 5 ×10 <sup>9</sup> /L
			
LYM% ---	LYM% ---	LYM% ---	LYM% ---
MXD% ---	MXD% ---	MXD% ---	MXD% ---
NEUT% ---	NEUT% ---	NEUT% ---	NEUT% ---
LYM# --- ×10 <sup>9</sup> /L	LYM# --- ×10 <sup>9</sup> /L	LYM# --- ×10 <sup>9</sup> /L	LYM# --- ×10 <sup>9</sup> /L
MXD# --- ×10 <sup>9</sup> /L	MXD# --- ×10 <sup>9</sup> /L	MXD# --- ×10 <sup>9</sup> /L	MXD# --- ×10 <sup>9</sup> /L
NEUT# --- ×10 <sup>9</sup> /L	NEUT# --- ×10 <sup>9</sup> /L	NEUT# --- ×10 <sup>9</sup> /L	NEUT# --- ×10 <sup>9</sup> /L
			
RDW-SD 42.6 fL	RDW-SD + 48.6 fL	RDW-SD + 48.4 fL	RDW-SD 42.6 fL
RDW-CV 0.121	RDW-CV 0.140	RDW-CV 0.130	RDW-CV 0.126
			
PDW --- fL	PDW --- fL	PDW --- fL	PDW --- fL
MPV --- fL	MPV --- fL	MPV --- fL	MPV --- fL
P-LCR ---	P-LCR ---	P-LCR ---	P-LCR ---
PCT ---	PCT ---	PCT ---	PCT ---
ResearchW 0.021 ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchW 0.034 ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchW 0.019 ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchW 0.023 ×10 <sup>9</sup> /L
ResearchS --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchS --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchS --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchS --- ×10 <sup>9</sup> /L
ResearchM --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchM --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchM --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchM --- ×10 <sup>9</sup> /L
ResearchL --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchL --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchL --- ×10 <sup>9</sup> /L	ResearchL --- ×10 <sup>9</sup> /L

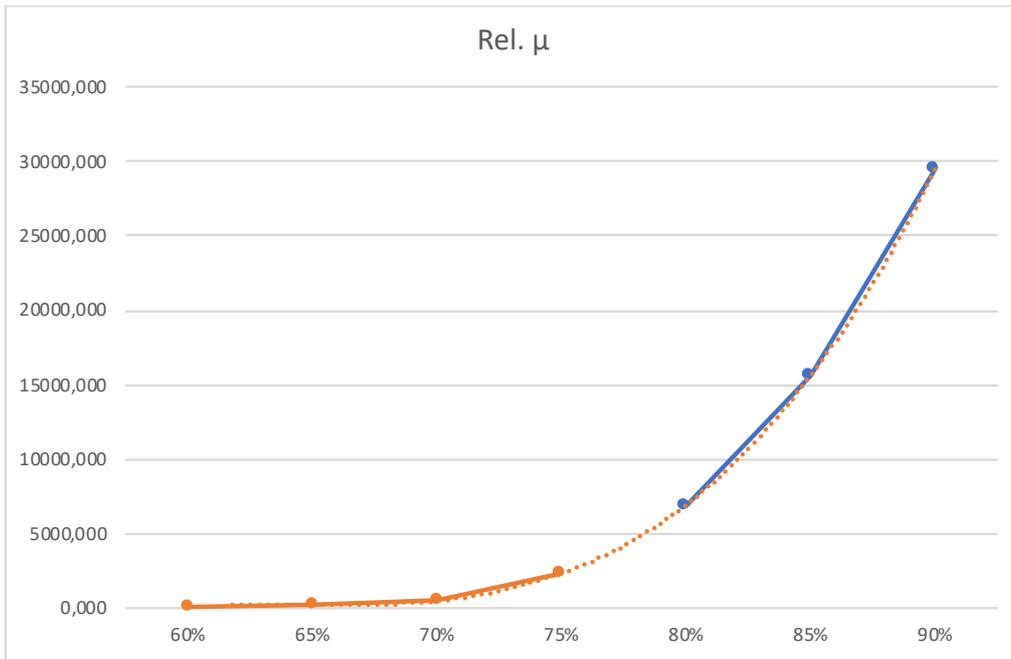


Abbildung 29 - Viskosität Glycerin; **x-Achse:** Massenanteil Glycerin zu Wasser; **y-Achse:** Rel. Viskosität in mPas.

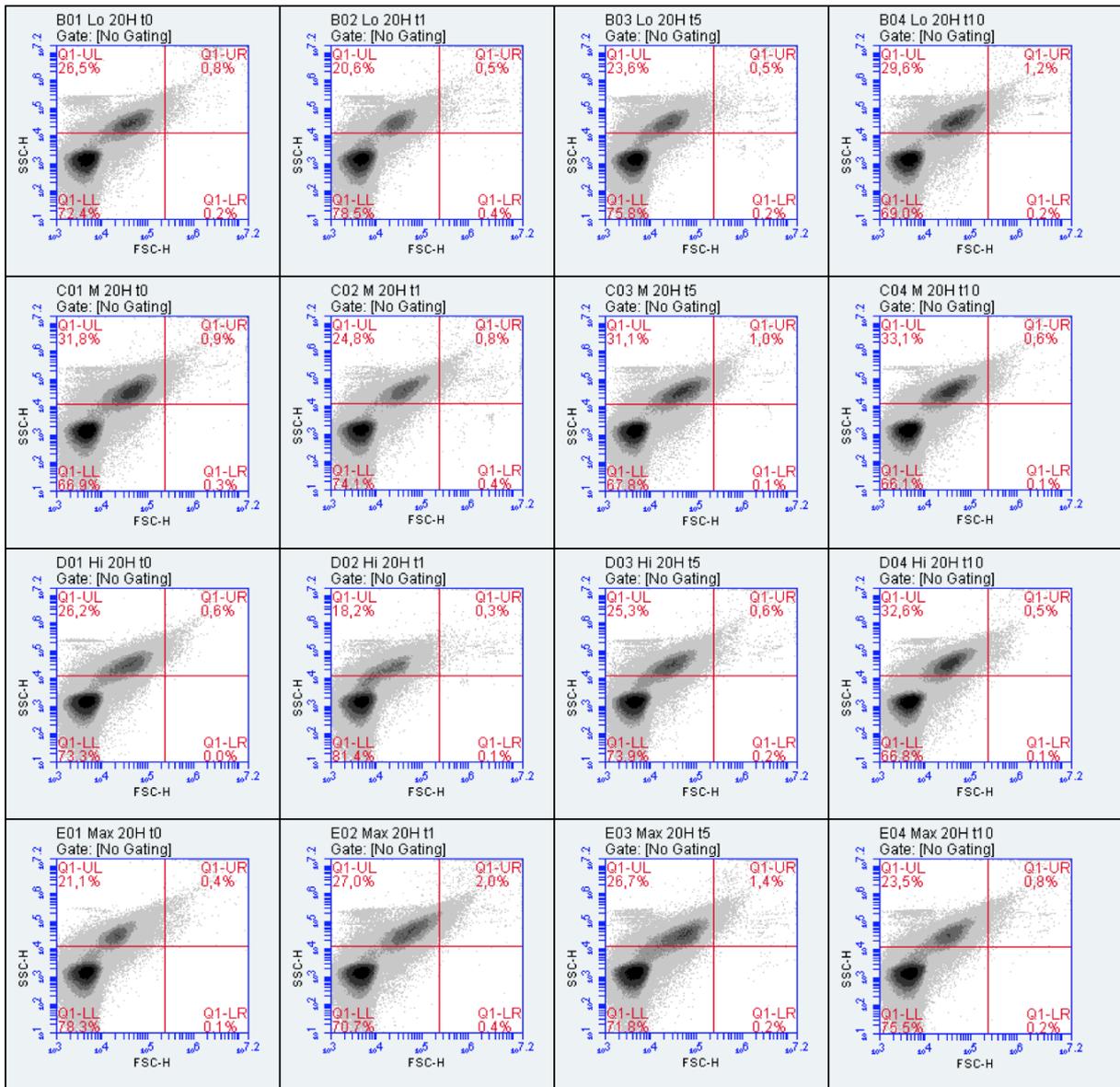


Abbildung 30 - Verteilung der Partikel anhand dem SSC- gegenüber dem FSC-Signal der 20% Hämatokrit Messung. **Spalten:** Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; **Zeilen:** Schubspannungen von oben nach unten 1000, 3000, 5000 und 7000 dyn/cm<sup>2</sup>.

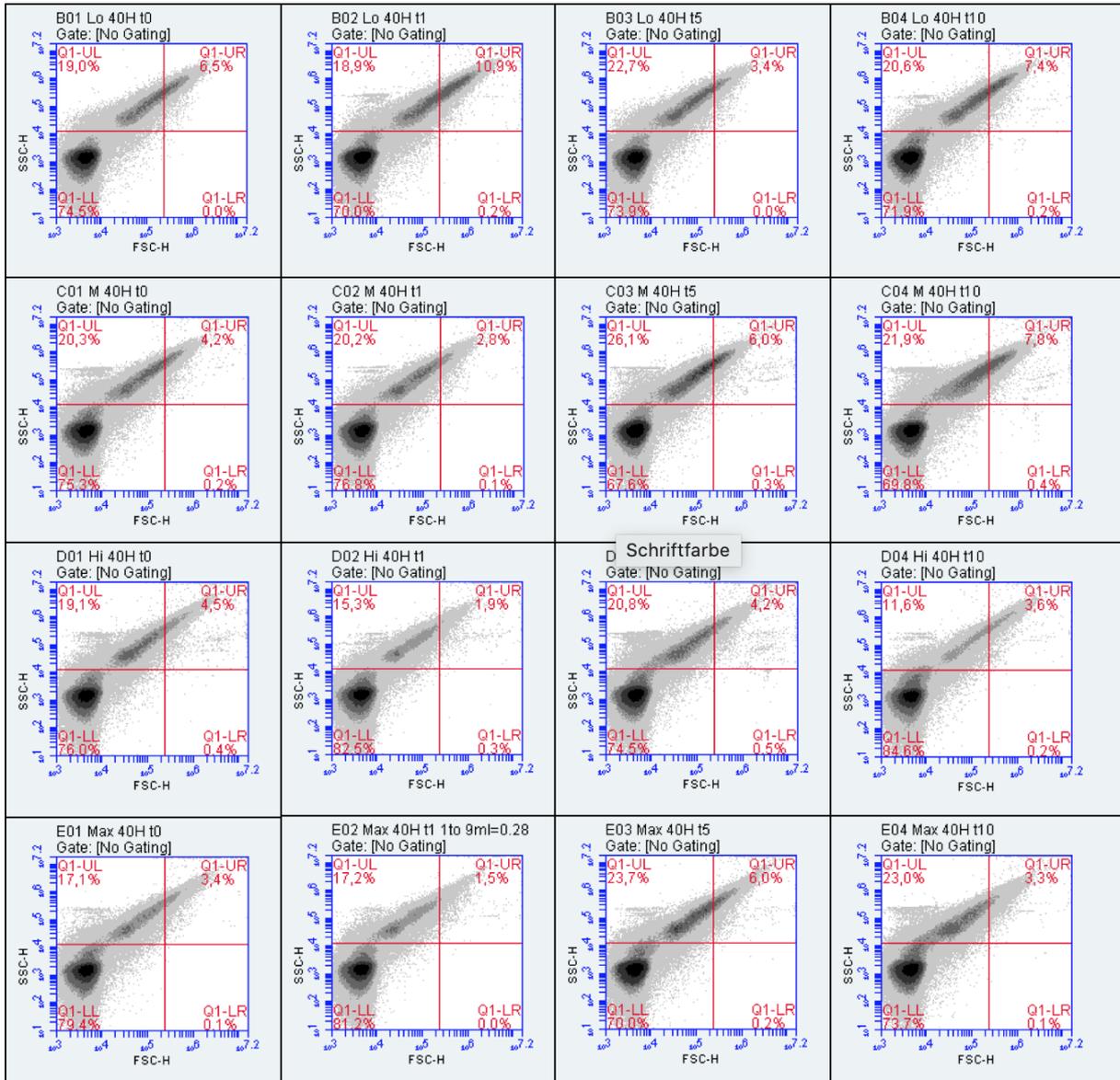


Abbildung 31 - Verteilung der Partikel anhand dem SSC- gegenüber dem FSC-Signal der 40% Hämatokrit Messung. **Spalten:** Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; **Zeilen:** Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 3000 und 4000 dyn/cm<sup>2</sup>.

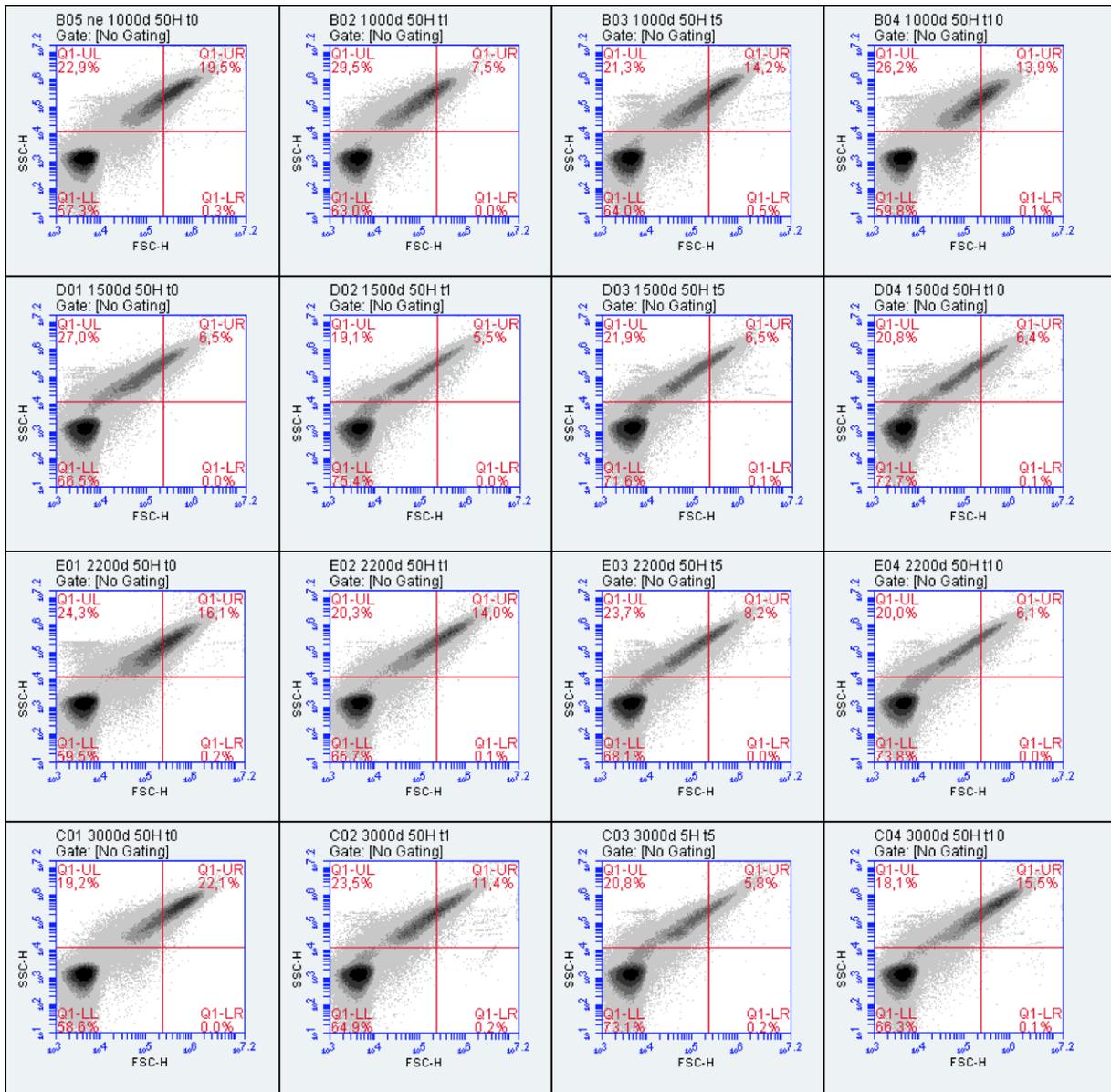


Abbildung 32 - Verteilung der Partikel anhand dem SSC- gegenüber dem FSC-Signal der 50% Hämatokrit Messung. Spalten: Zeit von links nach rechts 0, 1, 5 und 10 Minuten; Zeilen: Schubspannungen von oben nach unten 1000, 1500, 2200 und 3000 dyn/cm<sup>2</sup>.