

Erzeugung eines pulsenden Fluidstromes zur
experimentellen Untersuchung von Lungenfisteln

Studienarbeit

von

Peter Vennemann

Matr.Nr.: 1138256

Universität Essen

Strömungslehre

Schützenbahn 70

45127 Essen

Januar 2002

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Lungenfisteln	1
1.2	Aufgabenstellung	3
2	Medizinische Grundlagen	5
2.1	Blut	5
2.2	Herz	9
2.3	Gefäßsystem	11
3	Aufbau eines Kreislaufmodells	16
3.1	Konstruktion	16
3.1.1	Herzmodell	16
3.1.2	Gefäßsystem	19
3.2	Steuerung	23
3.3	Messdatenaufnahme	29
4	Funktionsweise des Kreislaufmodells	32
4.1	Messungen	33
4.2	Diskussion der Druckpulsformen	39
5	Zusammenfassung und Ausblick	46
A	Newton'sche und nicht-Newton'sche Fluide	47
B	Objektorientierte Programmierung	49
C	Formelzeichen	51

Kapitel 1

Einleitung

Die Aufgabenstellung dieser Studienarbeit entstand aus einer Zusammenarbeit von Dr. R. Montag und B. Müller aus der Radiologie des Alfried Krupp Krankenhauses und Prof. Dr.-Ing. F. Peters und Dr.-Ing. F. Schneider vom Institut für Strömungslehre der Universität Essen.

In diesem Kapitel wird kurz erläutert worum es sich bei Lungenfisteln handelt und welche Probleme damit verknüpft sind. Daraus geht die im Anschluss beschriebene Aufgabenstellung hervor.

1.1 Lungenfisteln

Die Bezeichnung Fistel hat im lateinischen Begriff „fistula“ ihren Ursprung und bedeutet „Röhre“. In der Medizin versteht man darunter einen angeborenen oder erworbenen Gang, welcher zwei getrennte Systeme des Körpers miteinander verbindet [12].

Mit Lungenfistel, genauer broncho-pulmonale Fistel oder systemisch pulmonaler arterieller Shunt¹ (SPAS) bezeichnet man in der Medizin eine Verbindung zwischen den bronchialen und den pulmonalen Arterien der Lunge. Zur Übersicht zeigt Bild 1.1 ein Blutkreislaufsystem. Der Kreislauf wird durch zwei Pumpen, dem linken und dem rechten Herzen, in Gang gehalten. Das linke Herz (im Bild rot) erhöht den Blutdruck auf Werte von etwa 80 bis 120 mmHg (10 bis 16 kPa). Dieser Druck ist notwendig, um den Strömungswiderstand des Blutkreislaufsystems zu überwinden. Über die Wandungen der Kapillaren steht das Blut im Stoffaustausch mit allen Organen des Körpers. Die wichtigste Aufgabe besteht dabei in der Versorgung des Körpers mit Sauerstoff und der Entsorgung von Kohlendioxid. In Bild 1.1 ist dieses Kapillarsystem symbolisch zweigeteilt. Ein Teil durchströmt und ernährt die Lunge (nutrivi Lungengefäße). Parallel dazu werden alle Gefäße, welche den Rest des Körpers versorgen und für die Problematik

¹Shunt (engl. Nebenschluss, Weiche) Kurzschluss zwischen arteriellen und venösen Gefäßsystemen

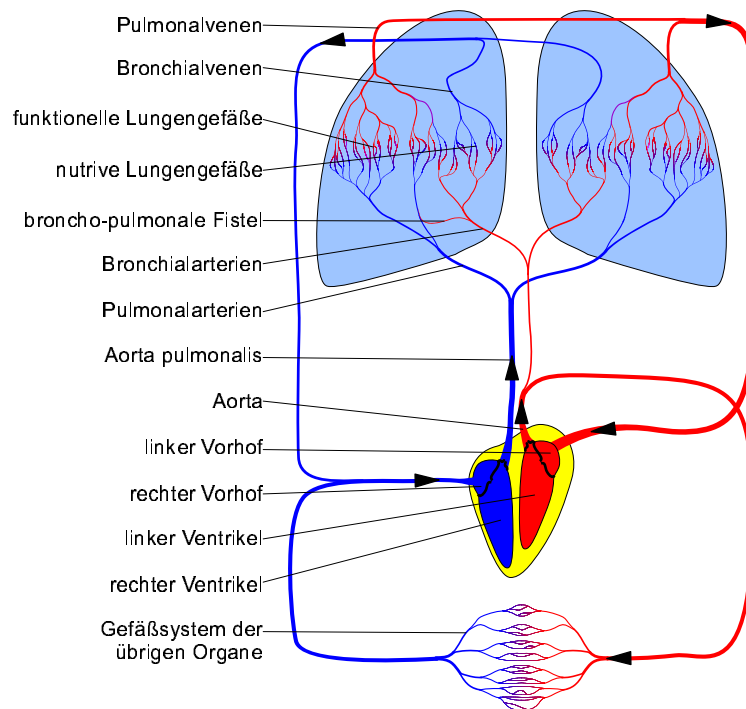


Abbildung 1.1: Blutkreislauf

der Lungenfisteln ohne Bedeutung sind, im unteren Teil des Bildes allgemein als „Gefäßsystem der übrigen Organe“ zusammengefasst. Nach der Abgabe von Sauerstoff und der Aufnahme von Kohlendioxid in den Kapillaren sammelt sich das Blut in den Venen und gelangt in das rechte Herz (im Bild blau). Das rechte Herz pumpt das venöse² Blut (blau) zur Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe durch die funktionellen Lungengefäße. Der Widerstand dieser Gefäße beträgt nur etwa $1/10 - 1/8$ des Widerstandes der den Körper ernährenden Gefäße, weshalb das rechte Herz schwächer ausgebildet ist als das linke. Der Druck in diesem Teil des Kreislaufes bleibt in der Regel unter 30 mmHg (4 kPa). Das mit Sauerstoff angereicherte, arterielle Blut strömt zum linken Herzen, wo der Kreislauf erneut beginnt [1, 2].

Der Blutkreislauf kann in zwei Teilkreisläufe unterteilt werden. So bezeichnet man den die Lunge durchströmenden Teil zwischen rechtem und linkem Herzen den Lungen- oder kleinen Kreislauf und den Rest den Körper- oder großen Kreislauf [1].

In der Lunge liegen Komponenten beider Teilkreisläufe dicht beieinander. Da-

²Venöses Blut ist sauerstoffarm, arterielles sauerstoffreich. Die Definition von Venen und Arterien bezieht sich nicht auf die Beschaffenheit des Blutes, sondern auf seine Fließrichtung: Arterien führen das Blut vom Herzen fort, Venen führen es zum Herzen hin. So kommt es, dass die Pulmonalarterien venöses und die Pulmonalvenen arterielles Blut führen [1].

bei fließt ein Teil des Blutes des Körperkreislaufes, nachdem es die Kapillaren passiert hat, nicht über die Bronchialvenen in das rechte Herz, sondern über Pulmonalvenen in den linken Vorhof [2]. In Bild 1.1 sind solche Verbindungen beider Teilkreisläufe in den Lungenflügeln dargestellt. Nach Meyer [13] strömen 1 - 2 % des gesamten Blutstromes durch die nutritiven Lungengefäße.

Im rechten Lungenflügel (im Bild links) ist eine Verbindung beider Kreisläufe ohne zwischengeschaltete Kapillaren zwischen Bronchial- und Pulmonalarterie eingezeichnet. Bei dieser direkten Verbindung zweier Gefäßsysteme unterschiedlicher Drücke handelt es sich um eine broncho-pulmonale Fistel [13].

Nach Schwiersch [16] weist die pathologisch-anatomische Erscheinungsform der arterio-venösen Lungenfistel eine große Variationsbreite auf. Auf Basis dieser Arbeit sollen schlanke, beispielsweise aus natürlich vorhandenen Anastomosen³ zwischen Bronchialarterien und Pulmonalarterien gebildete Fisteln, untersucht werden. Im Rahmen chronischer Lungenerkrankungen kann es zur irreversiblen Öffnung einer Anastomose kommen. Daraus entsteht eine Fistel. Die Wandungen der Fisteln unterscheiden sich in ihrer Struktur und Stärke von den Bronchialarterien und halten der Belastung durch die hohen Drücke des Körperkreislaufes in der Regel nicht dauerhaft stand. Die Bronchialarterien liegen häufig in direkter Nachbarschaft der Bronchien⁴. Daher bilden sich Fisteln bevorzugt in der Bronchialwand, wo sie besonders vulnerabel sind. So können sie, besonders bei Erhöhung des Druckes im Brustkorb, zum Beispiel durch Husten, platzen. Der Patient hustet Blut oder „ertrinkt“ im schlimmsten Fall.

Eine Erkrankung an Lungenfisteln wird im Allgemeinen im zweiten und dritten Lebensjahrzehnt offensichtlich. Symptome können eine erschwerte Atemtätigkeit (Dyspnoe), häufiges Nasenbluten (Epistaxis), Vermehrung der Erythrozyten im Blut (Polyglobulie) oder Trommelschlegelfinger sein [16].

1.2 Aufgabenstellung

Bei der Behandlung von Lungenfisteln (operatives Entfernen, Verschluss mittels Metallspirale oder abwerfbarem Ballon [7]) können Komplikationen auftreten, welche die Gefährdung durch eine Fistel übersteigen. Der Behandlung geht daher eine Bewertung des Gefährdungspotenzials der Fistel voraus, welches mit zunehmendem Volumenstrom durch die Fistel steigt. Die Angiographie⁵ lässt die Lokalisation der Fistel und ihre näherungsweise geometrische Vermessung, jedoch keine sicheren Angaben über den Volumenstrom durch eine Fistel zu. Fricke [8] stellt

³Anastomosen sind natürliche Verbindungen zwischen Blut-, Lymphgefäßen, Nerven oder anderen Hohlorganen. Anastomosen zwischen Bronchial- und Pulmonalarterien sind in der Regel geschlossen, können aber bei Bedarf geöffnet und auch wieder verschlossen werden.

⁴Luftröhre oder einer ihrer Äste

⁵röntgenologische Darstellung der (Blut-)Gefäße nach Injektion eines Röntgenkontrastmittels

eine Vielzahl von Verfahren zur Messung des Volumenstromes innerhalb von Gefäßen vor. Dazu zählen Indikator-techniken, Druckdifferenzmethoden, elektromagnetische Flowmeter, Dopplerflowmeter und besonders Ultraschallmesstechniken. Viele der Verfahren beschränken sich auf kaliberstarke Gefäße, einige verlangen ihre Offenlegung. Mit Hilfe einfacher Verfahren lässt sich der Volumenstrom grob abschätzen, genauere Messungen erfordern in der Regel einen höheren Aufwand oder verursachen hohe Kosten. Darüberhinaus sind die Fisteln sehr leicht verletzbar. Aus diesen Gründen und um den Patienten zu schonen, erscheint es angemessen, beim Menschen beobachtete Fisteln zu klassifizieren und entsprechende Modellfisteln zu erstellen. Die Modellfisteln können in einen Versuchsstand mit simuliertem bronchialen sowie pulmonalen Blutstrom eingebaut, und dort mit aus der technischen Strömungsmesstechnik bekannten Methoden untersucht werden.

In der Strömungslehre der Universität Essen wurde dazu bereits eine Arbeit abgeschlossen [13]. Es wurden Modellfisteln von 1 und 2 mm Durchmesser und jeweils 70 und 140 mm Länge - bei konstantem Volumenstrom im Blutkreislauf - untersucht. Darauf aufbauend wird im Rahmen dieser Arbeit eine Versuchsanlage entwickelt, welche den pulsierenden Charakter des Blutstromes berücksichtigt und den Einbau von Fisteln beliebiger Länge erlaubt. Mit der Anlage sollen die folgenden Größen simuliert werden:

- Druckverlauf über der Zeit $p(t)$ in der Aorta bzw. in den Bronchialarterien
- Pulswellengeschwindigkeit u_0
- Schlagvolumen V
- Herzfrequenz f
- Fließverhalten des Blutes

Kapitel 2

Medizinische Grundlagen

In diesem Kapitel werden die für den Versuchsaufbau wichtigen Eigenschaften des Blutes, die Funktionsweise des Herzens und die relevanten Charakteristiken des Blutkreislaufes dargestellt.

2.1 Blut

Die Hauptfunktion des Blutes ist der Transport von Sauerstoff und Kohlendioxid aber auch von Wärme, Nährstoffen, Hormonen, Vitaminen, Enzymen und anderen, für den Stoffwechsel notwendigen Substanzen. Blut ist strömungsmechanisch ein 2-Phasen-System, im Wesentlichen bestehend aus gelblichem Plasma, roten Blutzellen (Erythrozyten), weißen Blutzellen (Leukozyten) und Blutplättchen (Thrombozyten). Der Anteil der Blutzellen am Blutvolumen wird Hämatokrit genannt und beinahe ausschließlich durch die roten Blutzellen bestimmt. Der Hämatokrit beträgt beim gesunden Menschen im Mittel etwa 45 %; bei Frauen etwas weniger, bei Männern etwas mehr [19].

Blutplasma besteht zu 90 % aus Wasser, zu etwa 9 % aus organischen Bestandteilen (insbesondere Proteinen) und aus anorganischen Bestandteilen. Für strömungsmechanische Betrachtungen ist die dynamische Viskosität von herausragender Bedeutung. Sie wird für das Plasma mit $1,2 \cdot 10^{-3} \text{ Pas}^1$ bei 37°C angegeben [18]. Das entspricht der dynamischen Viskosität von Wasser bei etwa 13°C . Im Normalfall zeigt Plasma Newton'sches Verhalten (siehe Anhang A).

Die Viskosität des Vollblutes wird stark durch die besonderen Eigenschaften der Erythrozyten beeinflusst. Die scheibenförmigen, bikonkaven Zellen neigen bei geringen Scherraten zur Bildung von Agglomeraten. Man unterscheidet so genannte Geldrollen und größere, dreidimensionale Strukturen (Abbildung 2.1). Die Agglomerate behindern die Strömung des von ihnen eingeschlossenen Plasmas. Als Folge kommt es zu einer scheinbaren Hämatokriterhöhung; die Viskosität steigt. Bei erhöhten Scherraten liegen die Erythrozyten als einzelne Zellen im

¹ $1 \text{ Pas} = 1 \frac{\text{N}\cdot\text{s}}{\text{m}^2} = 1 \frac{\text{kg}}{\text{m}\cdot\text{s}}$

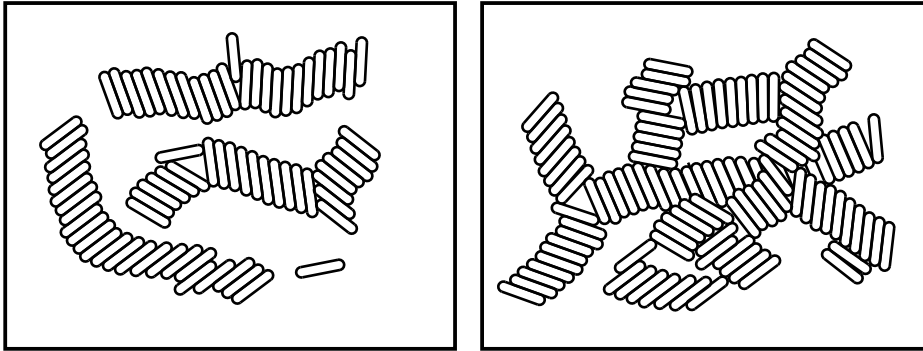


Abbildung 2.1: Erythrozyten-Agglomerate: links Geldrollen, rechts dreidimensionales Netzwerk.

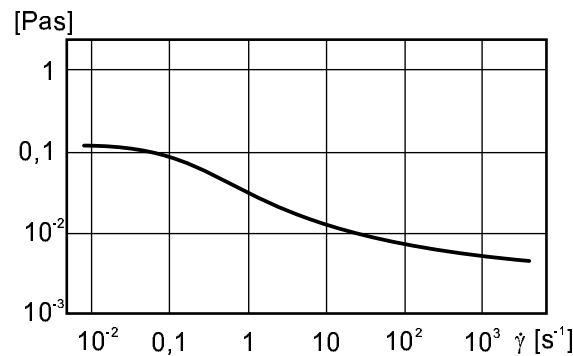


Abbildung 2.2: Scheinbare Viskosität von normalem, menschlichem Blut in Abhängigkeit der Scherrate bei 23 °C [18].

Plasma vor - das ist in den Kapillaren immer der Fall. Bei hohen Scherraten beginnt die äußere Membran der Zellen um die eingeschlossene Hämoglobinlösung zu rotieren. Die Erythrozyten werden schlanker und richten sich entlang der Stromlinien aus. Die Störung des Strömungsfeldes nimmt ab, die scheinbare Viskosität des Blutes fällt. Dieses nicht-Newton'sche Verhalten ist in Abbildung 2.2 dargestellt. Die scheinbare Viskosität strebt bei hohen Scherraten gegen einen konstanten Wert von etwa $5 \cdot 10^{-3}$ Pas [18]. Nach Busse [2] „[...] liegt bei schneller Strömung und normalem Hämatokrit die Viskosität des Blutes bei etwa $3 \cdot 10^{-3} - 4 \cdot 10^{-3}$ Pas [...]“. Cokelet [5] bestätigt in Abbildung 2.3 den linearen Verlauf des Reibungsgesetzes bei hohen Scherraten.

Eine weitere, nicht-Newton'sche Eigenschaft des Blutes ist seine Visokoelastizität. Das bedeutet, ein Teil der im Scherexperiment (Anhang A) vom Blut aufgenommenen Energie wird nicht irreversibel in Wärme umgewandelt, sondern in Form einer reversiblen, elastische Verformung gespeichert. Nach Walitza [18] wird viskoelastisches Verhalten bei oszillierender Belastung beobachtet. Abbil-

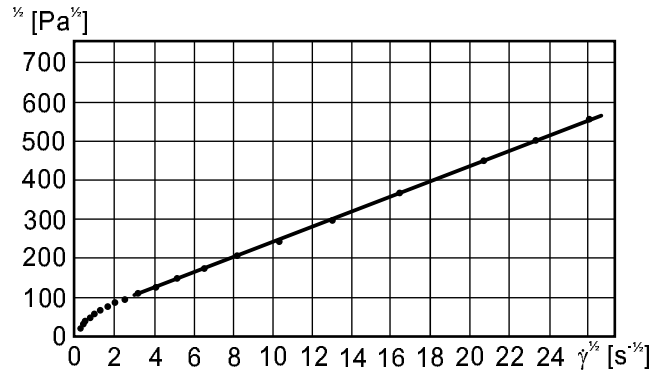


Abbildung 2.3: Reibungsgesetz für Blut bei 47,6 % Hämatokrit und 25 °C [5].

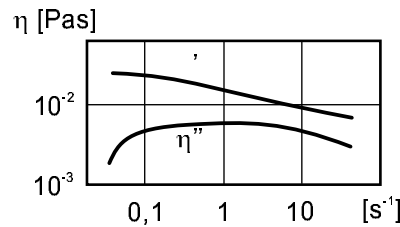


Abbildung 2.4: Komplexe Viskositätskomponenten für normales Blut bei einem Hämatokrit von 50 % bei 23 °C in Abhängigkeit der Frequenz der oszillierenden Belastung [18].

Abbildung 2.4 zeigt die viskose Komponente η' und die elastische Komponente η'' der komplexen Viskosität in Abhängigkeit der Belastungsfrequenz ω . Die elastische Viskositätskomponente η'' ist im Bereich der menschlichen Kreislauffrequenz besonders ausgeprägt. Bei kleinen bzw. großen Frequenzen verschwindet der elastische Anteil und η' nimmt die Werte der bereits vorgestellten, stationären Fließkurve aus Abbildung 2.2 an. In Abbildung 2.5 sind die viskose und die elastische Viskositätskomponente bei oszillierender Belastung von 2 Hz in Abhängigkeit der Scherrate aufgetragen. Die scheinbare Viskosität η setzt sich aus diesen beiden Komponenten zusammen. Die elastische, reversible Energiespeicherung hat ihre Hauptursache in der Verformung von Agglomeraten. Daher verschwindet die elastische Komponente bei der Zerstörung dieser Strukturen im Bereich hoher Scherraten. Die viskose Komponente η' der komplexen Viskosität nähert sich der scheinbaren Viskosität η an. Der Einfluss der elastischen Zellmembranen der Erythrozyten auf die Viskoelastizität ist vernachlässigbar [4].

Charm und Kurland [3] schätzen die Scherraten des menschlichen Blutkreislaufes zwischen Werten von 100 s⁻¹ in der großen Vena cava und 8000 s⁻¹ in den Arteriolen (siehe Tabelle 2.1). Die Durchmesser der zu untersuchenden Fistelmo-

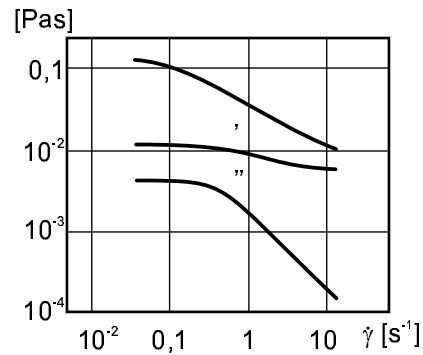


Abbildung 2.5: Komplexe Viskositätskomponenten für normales Blut bei einem Hämatokrit von 45 % bei 23 °C in Abhängigkeit der Scherrate; oszillierende Belastung bei 2 Hz [18].

Gefäß	Geschwindigkeit [m/s]	Durchmesser [mm]	Scherrate [s ⁻¹]
Aorta	0,4	25	155
Arterie	0,45	4	900
Arteriolen	0,05	0,05	8000
Kapillare	0,001	0,008	1000
Venole	0,002	0,02	800
Vene	0,1	5	160
Vena cava	0,38	30	100

Tabelle 2.1: Anhaltswerte für Geschwindigkeiten, Durchmesser und Scherraten des menschlichen Blutkreislaufs [3].

delle liegen ihrer Größenordnung nach zwischen den Arterien und den Arteriolen. Da die Lungenfisteln zwischen Bronchial- und Pulmonalarterien verlaufen, wird in den Fisteln ein höherer Druckgradient als in den Arterien oder in den Arteriolen erwartet. Auf Grund der Angaben in Tabelle 2.1 wird angenommen, dass die Größenordnung der in den Fisteln auftretenden Scherraten nicht kleiner als 10^3 s^{-1} ist. Unter diesen Bedingungen kann das Fließverhalten des Blutes in guter Näherung bei konstanter Viskosität von etwa $5 \cdot 10^{-3} \text{ Pas}$ und Vernachlässigung der Viskoelastizität mit einem Newton'schen Fluid simuliert werden. Im Bereich der Verzweigung von Bronchialarterie und Fistel kann auf Grund von lokal verminderten Geschwindigkeiten (Totwassergebiete) ein gewisser Einfluss der nicht-Newton'schen Eigenschaften des Blutes nicht ausgeschlossen werden. Allerdings wird der Verzweigungswinkel zwischen Bronchialarterie und Fistel und dessen Ausformung einen weitaus größeren Einfluss auf die Strömungsverhältnisse innerhalb der Verzweigung haben als die Abweichung der Eigenschaften eines Newton'schen Modellfluides von der realen Flüssigkeit. Wegen der großen Variationsbreite der natürlich auftretenden Verzweigungsformen muss dieser Einfluss im Modell unberücksichtigt bleiben.

In Blutgefäßen mit weniger als $300 \mu\text{m}$ Durchmesser wird die Axialmigration der Erythrozyten, der so genannte Fahraeus-Lindquist-Effekt beobachtet. Die Erythrozyten wandern durch Rotationsbewegungen bei gleichzeitiger Verformung von der Randzone, in der hohe Scherraten herrschen, in Richtung Gefäßachse. Auf der entstehenden, zellarmen Randschicht gleitet die zentrale Zellsäule. Auf Grund dieses Effektes sinkt die scheinbare Viskosität mit abnehmendem Gefäßdurchmessern kontinuierlich auf nahezu Plasmaviskosität ab. Unter etwa $5 \mu\text{m}$ Gefäßdurchmesser ist keine weitere Verformung der Erythrozyten möglich, sodass die scheinbare Viskosität wieder steil ansteigt [2]. Der Durchmesser der zu untersuchenden Modellfisteln wird voraussichtlich nicht weniger als etwa $500 \mu\text{m}$ betragen.

2.2 Herz

Das Blut kann die im vorausgegangenen Kapitel beschriebenen Transportaufgaben nur erfüllen, wenn es durch den Körper zirkuliert. Abbildung 1.1 macht deutlich, dass es sich bei dem Herzen um zwei in Reihe geschaltete Pumporgane handelt. Der rechte Ventrikel nimmt venöses Blut vom Körper auf und pumpt es mit niedrigem Druck durch die funktionalen Lungengefäße zum linken Vorhof. Der linke Ventrikel drückt das arterielle Blut mit hohem Druck durch die vielen parallelen Kreisläufe des Körpers zurück in den rechten Vorhof.

Die Pumpwirkung beruht auf der zyklischen Kontraktion und Erschlaffung des Herzmuskels. Herzklappen an den Ein- und Ausgängen der Ventrikel wandeln diese Bewegung in einen gerichteten Blutstrom um. Die Druckverläufe in den Ventrikeln und den sich anschließenden großen Gefäßen sind in Abbildung

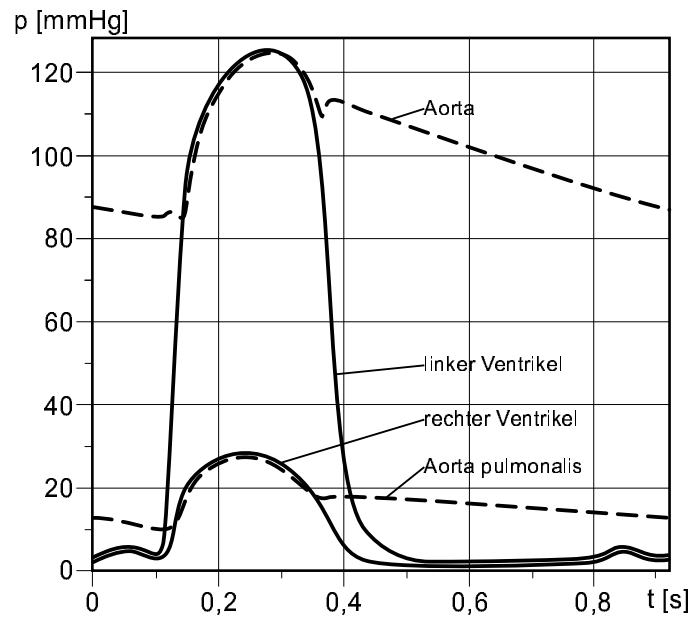


Abbildung 2.6: Druckverläufe in rechtem und linkem Ventrikel sowie in Aorta pulmonalis und Aorta während eines Herzzyklus [1].

2.6 über der Zeit aufgetragen. Zu Beginn der Kontraktion (Systole) führen die wegen der Inkompressibilität des Blutes steil ansteigenden Ventrikeldrücke sofort zum Verschluss der Atrioventrikularklappen zwischen Ventrikeln und Vorhöfen. Auf Grund der steigenden Muskelspannung verformen sich die Ventrikel bei Annäherung an eine Kugel (Anspannungsphase) bis die Ventrikeldrücke über die Drücke in den anschließenden Gefäßen Aorta und Aorta pulmonalis steigen. Die Arterienklappen öffnen sich. In der sich anschließenden Austreibungsphase verdrängen die sich zusammenziehenden Ventrikel das Blut bei weiterem Druckanstieg und pressen es in die Arterien. Gegen Ende der Systole nimmt der Druck in den Ventrikeln wieder ab. Während der Entspannungsphase erschlafft die Herzmuskulatur und die Ventrikeldrücke fallen rasch (Diastole). Die scharfe Kerbe in der Aorten-Druckkurve in Abbildung 2.6 markiert das Schließen der Aortenklappe. Sie liegt zum Schnittpunkt der Druckkurven (Absinken des Ventrikeldruckes unter den systolischen Aortendruck) zeitlich leicht versetzt (in der Abbildung weiter rechts). Die Verzögerung rührt von der Trägheit der während der Austreibungsphase beschleunigten Blutmasse her, welche noch kurze Zeit entgegen des herrschenden Druckgefälles weiterfließt. Dann schließen die Arterienklappen und bei Unterschreitung der Vorhofdrücke öffnen die Atrioventrikularklappen. Nach der Füllungsphase beginnt der Zyklus erneut [1].

In Ruhe dauert die Anspannungsphase beim linken Ventrikel etwa 60 ms, die Austreibungsphase 200 ms und die Entspannungsphase etwa 80 ms. An- und

Entspannungsphase sind wegen der geringeren systolischen Drücke im Lungenkreislauf für das rechte Herz etwas kürzer als für das linke Herz. Austreibungs- und Entspannungsphase sind entsprechend länger. Die Zeitversetzungen sind mit etwa 10 - 30 ms allerdings gering. Die Dauer der Füllungsphase richtet sich nach der Herzfrequenz. Bei körperlicher Anstrengung steigt die Herzfrequenz fast ausschließlich auf Kosten der Füllungsphase.

Die Aorten- und die Pulmonalklappe bestehen aus je drei halbmondförmigen Taschen (daher die Bezeichnung Semilunarklappen). Bei geschlossener Klappe liegen die Kanten der Taschen aneinander, sodass sich drei Beutel bilden. In der Draufsicht bilden die Kanten einer geschlossenen Klappe einen aus drei Strahlen bestehenden Stern. Der rasche diastolische Verschluss der Arterienklappen bei minimalem Rückstrom wird durch das Stellen der Klappen erreicht: Die Taschenränder nähern sich schon vor dem Ende der Austreibungsphase einander an. Nach Antoni [1] wird das Stellen der Klappen mit dem Bernoulli-Effekt erklärt. Danach nähern sich die Klappenränder im Blutstrom einander und zwar um so mehr, je größer die Strömungsgeschwindigkeit ist. Der maximale Volumenstrom wird allerdings nach Busse [2] bereits vor Ablauf des ersten Drittels und nicht erst gegen Ende der Systole erreicht.

Die Atrioventrikularklappen bestehen aus großen, häutigen Segeln. Diese Segel werden durch Sehnen daran gehindert, während der Systole in die Vorhöfe zu klappen. Im Gegensatz zum Arterienquerschnitt variiert die Fläche der zu verschließenden Öffnung zwischen Ventrikeln und Vorhöfen während des Pumpzyklus deutlich, sodass sich die Segel der Atrioventrikularklappen breit übereinanderlegen, um jederzeit einen dichten Verschluss zu garantieren. Wie bereits weiter oben beschrieben, nähert sich die Form des Herzens während der Systole einer Kugelgestalt. Dabei verschiebt sich die Ebene der Atrioventrikularklappen in Richtung der Herzspitze und dehnt die erschlafften - weil leeren - Vorhöfe, sodass Blut aus den Venen in die Vorhöfe gesaugt wird. Gegen Ende der Austreibungsphase sind die Vorhöfe bereits prall mit Blut gefüllt. Während der Diastole erschlafft die Herzmuskulatur und die Ventilebene kehrt in die Ausgangslage zurück. Dabei öffnen sich die großen Atrioventrikularklappen und stülpen sich gewissermaßen über das Blutvolumen der Vorhöfe hinweg. So wird eine zügige Füllung der Ventrikel, besonders bei hohen Schlagfrequenzen garantiert [1].

Ein übliches, menschliches Herz wirft je Ventrikel während der Austreibungsphase von seinem enddiastolischen Ventrikelvolumen von etwa 140 ml ungefähr 90 ml Schlagvolumen aus. Jeweils ca. 50 ml Restvolumen verbleiben in den Ventrikeln.

2.3 Gefäßsystem

Die Blutgefäße des menschlichen Körpers sind zu einem, bereits aus Abbildung 1.1 bekannten, Kreislaufsystem zusammengeschlossen. Entlang dieses Kreislaufs

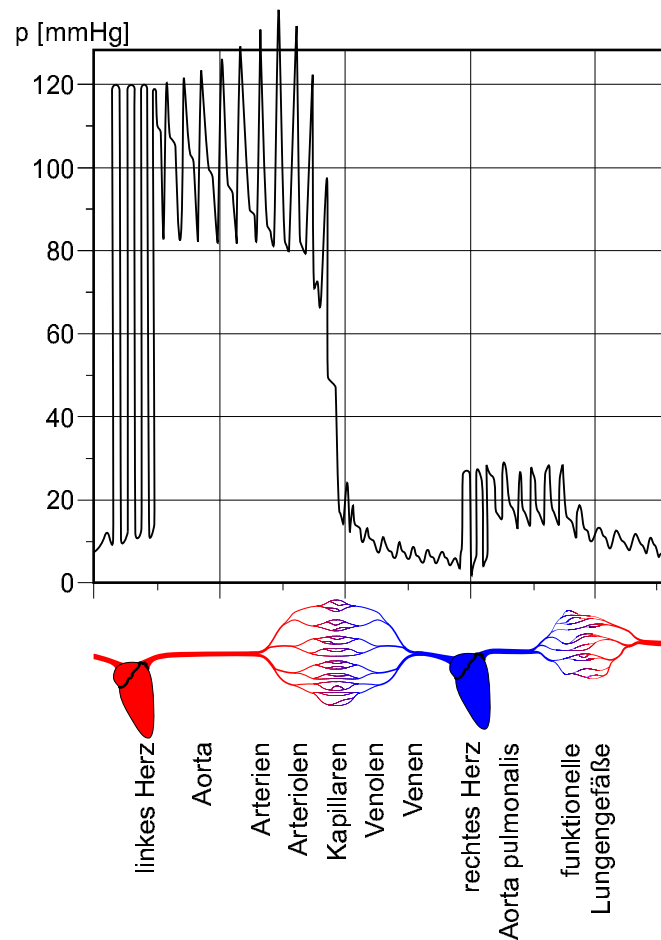


Abbildung 2.7: Blutdruck und Blutgefäßsystem des Menschen [2].

lassen sich die Gefäßtypen Arterien, Arteriolen, Kapillaren, Venolen und Venen klassifizieren (Abbildung 2.7). Der linke Ventrikel treibt das Blut in die Aorta. Der Blutstrom wird auf die Arterien verteilt, welche zu den verschiedenen Organgebieten des Körpers führen. Dort verzweigen sich die Arterien immer weiter bis zu den kleinsten arteriellen Gefäßen, den Arteriolen, aus denen unter weiterer Aufzweigung ein den Körper dicht durchdringendes Kapillarnetz hervorgeht. Über die dünnen Kapillarwandungen findet der Stoffaustausch zwischen Blut und der jeweiligen Umgebung statt. Die Kapillaren vereinigen sich zu den Venolen, die wiederum zu den Venen, dessen Anzahl sich durch weitere Vereinigung bis auf zwei große Gefäße reduziert, die schließlich in den rechten Vorhof münden [2].

Das Lungengefäßsystem ist prinzipiell genau so aufgebaut: Der rechte Ventrikel drückt das Blut in die Aorta pulmonalis, welche sich zu Lungenarterien, Arteriolen und den feinen Kapillaren aufzweigt. Dort findet der Stoffaustausch mit der Atemluft statt. Die Kapillaren vereinigen sich auf ähnliche Weise zu

vier großen, in den linken Vorhof mündende Lungenvenen. Eine Besonderheit des Lungenkreislaufes ist, dass ein Teil des Blutes aus den nutritiven Lungengefäßen die Lunge nicht über die Bronchialvenen des Körperkreislaufes, sondern über die Pulmonalvenen verlässt [2].

Bemerkenswert ist die Veränderung des Gesamtströmungsquerschnittes entlang des Kreislaufs. Er liegt hinter dem linken Ventrikel bei etwa 4 cm^2 und steigt entlang der Aorta und der Arterien bei Abnahme der Einzelquerschnitte nur leicht an. Im Bereich der Arteriolen und Kapillaren vervielfacht sich der Gesamtströmungsquerschnitt etwa um den Faktor 800. Das Querschnittsmaximum von etwa 3000 cm^2 wird allerdings nicht in den Kapillaren mit ihren vielen Verzweigungen, sondern auf Grund der größeren Durchmesser kurz danach in den postkapillaren Venolen erreicht. Die mittlere Strömungsgeschwindigkeit fällt dabei in gleichem Maße von größenordnungsmäßig 20 cm/s auf $0,03 \text{ cm/s}$. In der Lunge erreicht der Gesamtströmungsquerschnitt mit über 4000 cm^2 sein absolutes Maximum [2].

Die Strömungswiderstände in Arterien und Venen sind trotz der hohen Strömungsgeschwindigkeiten vergleichsweise gering. Die Arteriolen haben mit 45 - 50 % den weitaus größten Anteil am Gesamtströmungswiderstand; die Kapillaren sind mit 25 - 30 % beteiligt [2].

Die üblichen Blutdrücke für einen körperlich ruhenden Erwachsenen gehen aus Abbildung 2.7 hervor. Der systolische Blutdruck beträgt etwa 120 mmHg (16 kPa), der diastolische etwa 80 mmHg (10 kPa). Entlang der Aorta nimmt der mittlere Blutdruck nur um $5 - 7 \text{ mmHg}$ ($0,7 - 0,9 \text{ kPa}$) ab. Besonders in den Arteriolen und Kapillaren fällt er dann auf $15 - 20 \text{ mmHg}$ ($2 - 2,7 \text{ kPa}$) in den Venolen und erreicht beim liegenden Menschen im rechten Vorhof ein Minimum von $3 - 5 \text{ mmHg}$ ($0,4 - 0,7 \text{ kPa}$). In der Aorta pulmonalis beträgt der systolische Druck etwa $20 - 25 \text{ mmHg}$ ($2,7 - 3,3 \text{ kPa}$) und der diastolische etwa $9 - 12 \text{ mmHg}$ ($1,2 - 1,6 \text{ kPa}$). Das ergibt einen mittleren Druck von etwa 14 mmHg ($1,9 \text{ kPa}$). In den Lungenkapillaren herrscht beim liegenden, ruhenden Menschen ein mittlerer Druck von ca. 7 mmHg ($0,9 \text{ kPa}$), im linken Vorhof von ca. 6 mmHg ($0,8 \text{ kPa}$) [2].

Das Niederdrucksystem, also die Körpervenen, das rechte Herz, die Lungengefäße und das linke Herz während der Diastole, enthalten 85 % des gesamten Blutvolumens. Venen sind wesentlich dehnbarer als Arterien [2].

Aus der im vorausgehenden Kapitel beschriebenen Funktionsweise des Herzens geht ein nicht-kontinuierlicher, rhythmischer Blutausschuss hervor. Der Volumenstrom hinter den Ventrikeln erreicht während der Austreibungsphase Spitzenwerte von $500 - 600 \text{ ml/s}$, fällt dann steil ab und wird am Ende der Systole sogar kurzzeitig negativ (Rückstrom) [2].

Den während der Austreibungsphase in die Aorta gepressten Fluidteilchen wird durch den stoßartigen Pumpvorgang ein Impuls verliehen. Dieser bewegt sich mit sehr viel höherer Geschwindigkeit als das Blut in Form einer Druckpuls-welle durch das Gefäßsystem. Zum Verständnis der Geschwindigkeit der Pulswelle stelle man sich einen Gasstrom vor. Die Gasmoleküle müssen zur Impulsübertra-

gung vom Druck abhängige Wegstrecken zurücklegen, wozu sie eine auch von der mittleren Molekül-Geschwindigkeit (Temperatur) abhängige Zeit benötigen. In inkompressiblen Fluiden werden diese Weglängen zu Null. Die Geschwindigkeit der Impulsübertragung geht gegen unendlich. Befindet sich das inkompressible Fluid allerdings - wie in dieser Arbeit - in einem elastischen Schlauch, können die Fluidelemente den Impuls bei Aufweitung des Schlauches unter Druckerhöhung für kurze Zeit behalten, also beschleunigt und wieder abgebremst werden, wozu Zeit benötigt wird. Mit zunehmender Elastizität nimmt die Pulswellengeschwindigkeit ab. Die Geschwindigkeit der Pulswellen beträgt in der Aorta 4 bis 5 m/s. Auf Grund abnehmender Gefäßdehnbarkeit steigt die Geschwindigkeit auf bis zu 10 m/s in den herzferneren Beinarterien an. Die Pulswelle kann als Druck-, Strom-, und Querschnittspuls gemessen werden. Im Folgenden wird ihre Eigenschaft als Druckpuls näher betrachtet.

Da das Blut eher gleichmäßig aus den arteriellen Gefäßen abströmt, aber stark diskontinuierlich hinein gepumpt wird, muss ständig eine gewisse Menge Blutes bei moderaten Druckschwankungen im elastisch erweiterten Adervolumen zwischengespeichert und wieder abgegeben werden. Die Druckpulsfront ist die Front dieser Druckerhöhung vom diastolischen über den systolischen auf den endsystolischen Druck. Zwischen den Pulswellen verhält sich der Druck nahezu monoton fallend. Kleine Unregelmäßigkeiten in der Druckpulsform können auf hin und her laufende, reflektierte Pulse zurückgeführt werden, wie sie an unstetigen Stellen wie zum Beispiel Abzweigen entstehen.

In Abbildung 2.8 ist die Veränderung der Druckpulsform entlang des arteriellen Hauptstranges des Menschen dargestellt. Die Aufsteilung des Druckpulses lässt sich folgendermaßen erklären: Die Pulsfront läuft mit einer bestimmten Geschwindigkeit in dem elastischen, kaum gespannten Gefäß. Die Druckfront spannt das Gefäß, dessen Elastizität mit steigender Spannung sinkt. Die nachfolgende, fallende Flanke des Druckpulses läuft in diesem gespannten Teil des Gefäßes. Auf Grund der geringeren Gefäß-Elastizität ist ihre Geschwindigkeit höher als die der Pulsfront. Da die im Puls gespeicherte Energie dadurch aber nicht verloren geht, muss der Druckpuls bei abnehmender Länge an Höhe zunehmen.

Die Reynoldszahl $Re = d_i \cdot \bar{v} \cdot \rho / \eta$ gibt Auskunft über die Strömungsform. Bei Werten über etwa 2300 kann von turbulenter, darunter von laminarer Strömung ausgegangen werden. Dieser kritische Wert wird beim gesunden Menschen nur im Herzen und während der Austreibungsphase in den großen Arterien überschritten. In allen anderen Teilen des Blutkreislaufsystems kann die Strömung als laminar, aber auf Grund der vielen Abzweigungen, der elastischen Dehnbarkeit und der pulsierenden Strömung als nicht ausgebildet² angenommen werden [2].

²Eine Strömung ist ausgebildet, wenn sich ihr Geschwindigkeitsprofil in Strömungsrichtung nicht mehr ändert.

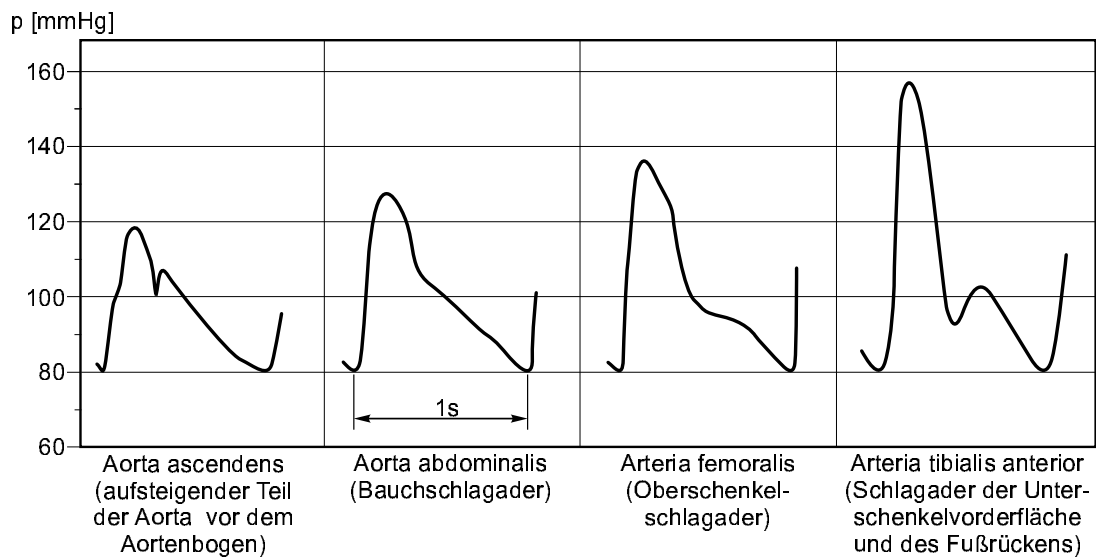


Abbildung 2.8: Druckpulsform entlang des menschlichen, arteriellen Hauptstranges [2].

Kapitel 3

Aufbau eines Kreislaufmodells

In den folgenden drei Unterkapiteln wird die Konstruktion der Herzpumpe und die Wahl der Materialien für das Gefäßsystem, der Aufbau und die Funktionsweise der Steuerung und die Aufnahme der Messdaten erläutert.

3.1 Konstruktion

3.1.1 Herzmodell

Das gebräuchlichste, oszillierend arbeitende Konstruktionsprinzip für Pumpen ist das der Kolbenmaschine. Der Volumenstrom einer solchen Pumpe ist sinusförmig. Die positive Sinushalbwellen entspricht dem Ausschleiben und die negative Sinushalbwellen dem Ansaugen von Volumen. Ein dem menschlichen Herzen angepassten Volumenauswurf erreicht man, indem zum Beispiel die üblicherweise starre Koppel zwischen Kurbelwelle und Pleuelstange durch eine angepasste Bahnkurve ersetzt wird. Hadland [10] verwendet dazu eine Scheibe, in die eine Nut gefräst ist, welche dem Volumenauswurf des Ventrikels über dem Winkel entspricht. In der Nut wird ein mit der Pleuelstange verbundener Kulissenstein geführt. Wenn die Herzfrequenz verändert werden soll, muss die Scheibe gewechselt werden, da der Volumenstrom über dem Winkel bei veränderter Frequenz nicht konstant ist. Die Veränderung der Pulsdauer erfolgt nämlich fast ausschließlich auf Kosten der Diastole, während die Dauer der Systole nahezu unverändert bleibt. Dieser Antrieb simuliert die in der Realität auftretende Änderung des Volumenstromes über der Zeit sehr gut. Die Herstellung vieler Scheiben für verschiedenen Frequenzen und Pulsformen ist jedoch aufwendig.

In der vorliegenden Arbeit wird die Konstruktion einer einfachen, pneumatisch betriebenen Membranpumpe gewählt (Abbildung 3.1). Über einen variabel einstellbaren Zu- und Abluftstrom soll die Einstellung beliebiger Druckpulsfunktionen ermöglicht werden. Um die Funktionstüchtigkeit der Pumpe überprüfen zu können und um ein ungestörtes Studium der Druckpulsformen zu ermöglichen,

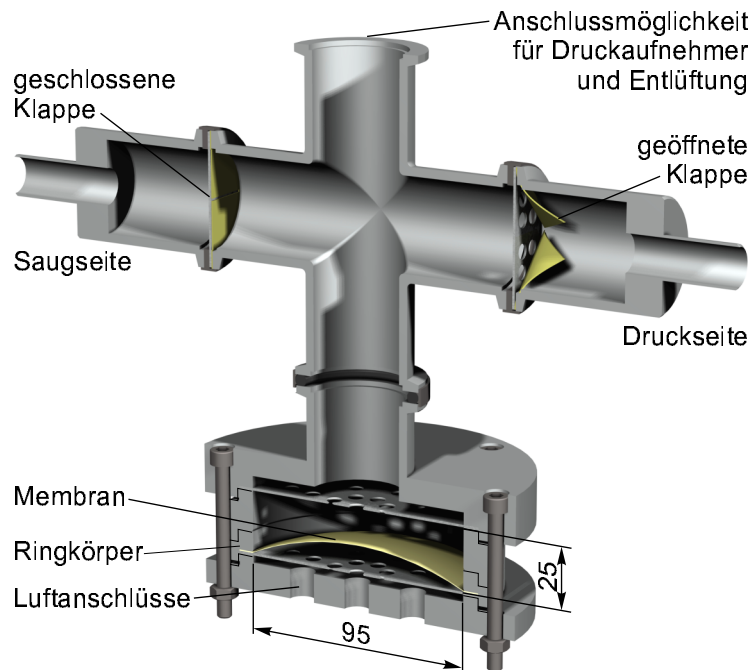


Abbildung 3.1: Schnittdarstellung des Membrangehäuses und der angeschlossenen Herzklappenmodelle.

wird die Pumpe in einen einfachen Kreislauf integriert (Abbildung 3.2).

Um die Gummi-Membran am Umfang möglichst gleichmäßig einspannen zu können, wird das Membrangehäuse kreiszylindrisch ausgeführt. Je weniger die Membran ausgelenkt wird, desto geringer ist ihre Belastung. Deshalb wird eine Konstruktion mit großer Grundfläche und geringer Höhe bevorzugt. Die Membran verdrängt nicht die gesamte Flüssigkeit im Kreiszyylinder, sondern nur das Volumen eines Kugelabschnittes bzw. einer Kugelschicht bei erhöhtem Druck. Da zum Ausschieben der Luft über die Widerstände des Auslassweges eine gewisse Druckdifferenz notwendig ist, kehrt die Membran nur zum Teil wieder in ihre Ausgangslage zurück. Besonders bei steigender Pumpfrequenz verbleibt eine zunehmende Menge Luft im Membrangehäuse. Aus Erfahrungen mit einer ähnlichen, kleineren Membranpumpe, muss das Volumen des Kugelabschnittes für den Betrieb bei Drücken um 25 kPa etwa viermal so groß wie das angestrebte Schlagvolumen sein. Die Pulmonalarterien sind die größten Gefäße, an die Modellfisteln angeschlossen werden können. Da sich der Gesamtblutvolumenstrom auf zwei Pulmonalarterien aufteilt, reicht es, die Pumpe für den halben Volumenstrom eines ausgewachsenen, menschlichen Herzens auszulegen. Mit einem Durchmesser-Höhen-Verhältnis $d/h = 4$ und einem Schlagvolumen $V/2 = 45$ ml ergibt sich der Membrangehäusedurchmesser d zu:

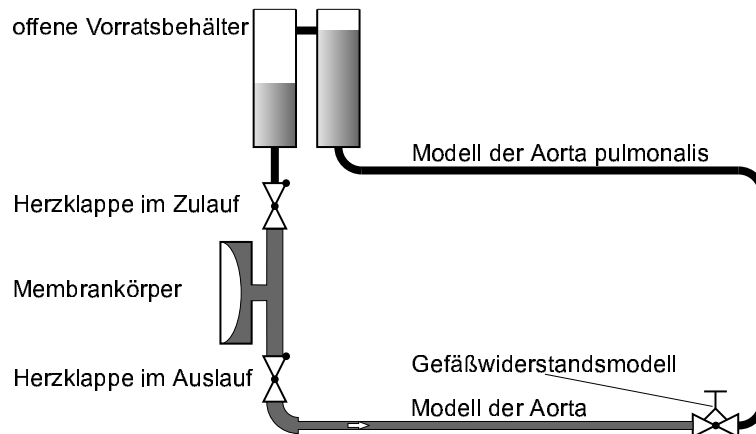


Abbildung 3.2: Einfacher Modellkreislauf mit integrierter Membranpumpe und Modellaorta.

$$d = \sqrt[3]{\frac{8 \cdot V/2 \cdot d}{\pi \cdot h}} = 97 \text{ mm} \quad (3.1)$$

Dabei wird als verdrängtes Volumen ein Kugelabschnitt angenommen. Die Höhe des Membrangehäuses muss (bei $d/h = 4$) 24 mm betragen. Das Gehäuse besteht aus zwei Deckeln, welche die notwendigen Anschlüsse enthalten. Zwischen die Deckel werden mit 6 M6 x 60 Schrauben zylindrische Ringe gepresst. Durch Entfernen oder Hinzufügen von Ringen, kann das Schlagvolumen in Schritten von etwa 15 ml - auch über den Auslegungspunkt hinaus - variiert werden. Die ausgeführte Konstruktion ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Lochbleche gewährleisten zum einen eine gleichmäßige Beaufschlagung mit Druckluft und verhindern zum anderen, dass die Membran zu stark gedehnt wird und reißt.

Um die Membranbewegung in einen gerichteten Fluidstrom umzuwandeln, wird ein einfaches Herzklappen-Modell konstruiert. Es besteht aus einer dünnen, mehrfach gelochten Aluminiumplatte und einer kreuzweise eingeschnittenen Gummischeibe. Die beiden Komponenten werden derart übereinander gelegt, dass die Schlitz der Gummischeibe auf den Stegen zwischen den Bohrungen der Aluminiumplatte zum Liegen kommen. Höherer Druck auf der Seite der Gummipatte drückt das Material auf die Bohrungen und verschließt die Klappe. Druck von der anderen Seite hebt die Gummilappen von den Bohrungen ab, das Ventil gibt den Weg frei.

Um vorhandene Bauteile verwenden zu können, werden alle Komponenten mit ISO-K Kleinflanschen DN 40 nach DIN 28403 versehen. Membrankörper, Klappenmodelle und für den Anschluss an das Gefäßsystem geeignete Übergänge

können an ein Rohrkreuz aus der Vakuumtechnik geflanscht werden. Der verbleibende Stutzen ermöglicht den Anschluss eines Druckaufnehmers und eines Entlüftungsventils.

3.1.2 Gefäßsystem

Bei der Auswahl eines geeigneten Schlauches als Blutgefäß-Modell müssen Durchmesser und elastische Weitbarkeit berücksichtigt werden. Materialstärke und Elastizität werden genau so gewählt, dass die Pulswellengeschwindigkeit im menschlichen Körper und im Modell übereinstimmen. Als Referenz wird zunächst die sich dem linken Ventrikel anschließende Aorta gewählt. Im Folgenden wird wie bei Peters [14] gezeigt, wie die Pulswellengeschwindigkeit für verschiedene Schläuche berechnet werden kann.

Blut kann wie Wasser bei den relevanten Drücken als inkompressibel betrachtet werden. Im Falle des Blutkreislaufes wird die Pulswellengeschwindigkeit daher kaum vom Elastizitätsmodul des Fluides, sondern fast ausschließlich von der elastischen Weitbarkeit der Adern (bzw. des Schlauches) bestimmt. Der Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit liegt Abbildung 3.3 zugrunde. Die graue Fläche stellt einen Kontrollraum dar, welcher sich am Anfang der Pulswelle befindet. Ob sich das Kontrollvolumen von links nach rechts über ein ruhendes Fluid bewegt, oder ob das Fluid von rechts nach links durch einen ortsfesten Kontrollraum fließt, spielt keine Rolle. Der Kontrollraum ändert sein Volumen nicht; er enthält immer die gleiche Masse Fluid.

Die Schlauchwellengeschwindigkeit ist sehr viel größer als die Strömungsgeschwindigkeit des Fluides. Die Berechnung erfolgt daher vereinfacht bei ruhendem Fluid. Bei konstanter Dichte gilt:

$$u_0 \cdot A_0 = u_1 \cdot A_1 \quad (3.2)$$

Bei kurzen Strecken wirkt sich die Dissipation kaum aus. Die zeitliche Änderung des Impulses ist gerade gleich der Summe aller auf den Kontrollraum einwirkenden Kräfte. In einem achsensymmetrischen Kontrollraum heben sich alle radial wirkenden Kräfte auf. Läuft die Welle senkrecht zum Gravitationsfeld so kann auch die Schwerkraft unberücksichtigt bleiben. In Abbildung 3.3 sind die verbleibenden Kräfte eingetragen. Ihre Summe ist bei konstantem Impuls gleich Null:

$$F_{s1} + F_{d1} = F_{sw} + F_{s0} + F_{d0} \quad (3.3)$$

Die Kräfte werden mit Hilfe der messbaren Drücke sowie der gesuchten Pulswellengeschwindigkeit u_0 ausgedrückt:

$$p_1 \cdot A_1 + u_1^2 \cdot \rho \cdot A_1 = p_1 \cdot (A_1 - A_0) + p_0 \cdot A_0 + u_0^2 \cdot \rho \cdot A_0 \quad (3.4)$$

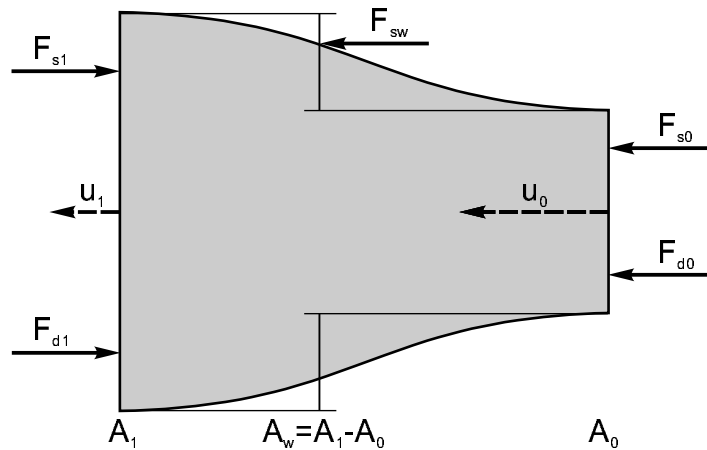


Abbildung 3.3: Kontrollraum zur Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit. Die mit s indizierten Kräfte resultieren aus dem Blutdruck, die mit d indizierten Kräfte aus der kinetischen Energie des strömenden Fluides. A_0 bezeichnet den diastolischen, A_1 den systolischen Querschnitt. Die Fläche A_w ist die vertikale Projektion der Schlauchwand.

Die Geschwindigkeit u_1 wird durch Einsetzen der Kontinuitätsgleichung (3.2) eliminiert. Für verschiedene Modellschläuche können Kalibrierkurven (Durchmesser über Druck) aufgenommen werden, aus denen das Querschnittsverhältnis $A_0/A_1 = (d_0/d_1)^2$ bei den medizinisch vorgegebenen Drücken p_0 (diastolisch) und p_1 (systolisch) hervorgeht. Mit der folgenden, durch Umstellen aus Gleichung 3.4 gewonnenen Gleichung kann die theoretische Pulswellengeschwindigkeit für verschiedene elastische Schläuche bestimmt werden.

$$u_0 = \sqrt{\frac{p_0 - p_1}{\rho \cdot \left(\left(\frac{d_0}{d_1} \right)^2 - 1 \right)}} \quad (3.5)$$

Gleichung 3.5 gibt die Pulswellengeschwindigkeit relativ zur Strömungsgeschwindigkeit an. Sie entspricht prinzipiell der Gleichung für die Schallgeschwindigkeit in Gasen.

Eine geforderte Pulsgeschwindigkeit von etwa 5 m/s verlangt einen sehr elastischen Schlauch als Modell-Gefäß. Rennradschläuche haben drucklos einen der Aorta entsprechenden Durchmesser von ca. 14 mm und sind sehr elastisch. Zur besseren Auswahl wird die Pulsgeschwindigkeit für besonders elastische Fabrikate berechnet. Abbildung 3.4 zeigt die Kalibrierkurven für drei Produkte der Hersteller Michelin, Schwalbe und Maxxis. Diese Kurven werden erstellt, indem man den Schlauchdurchmesser bei verschiedenen Drücken misst und in das Diagramm einträgt. Die Durchmesserbestimmung der sehr weichen Schläuche geschieht mit

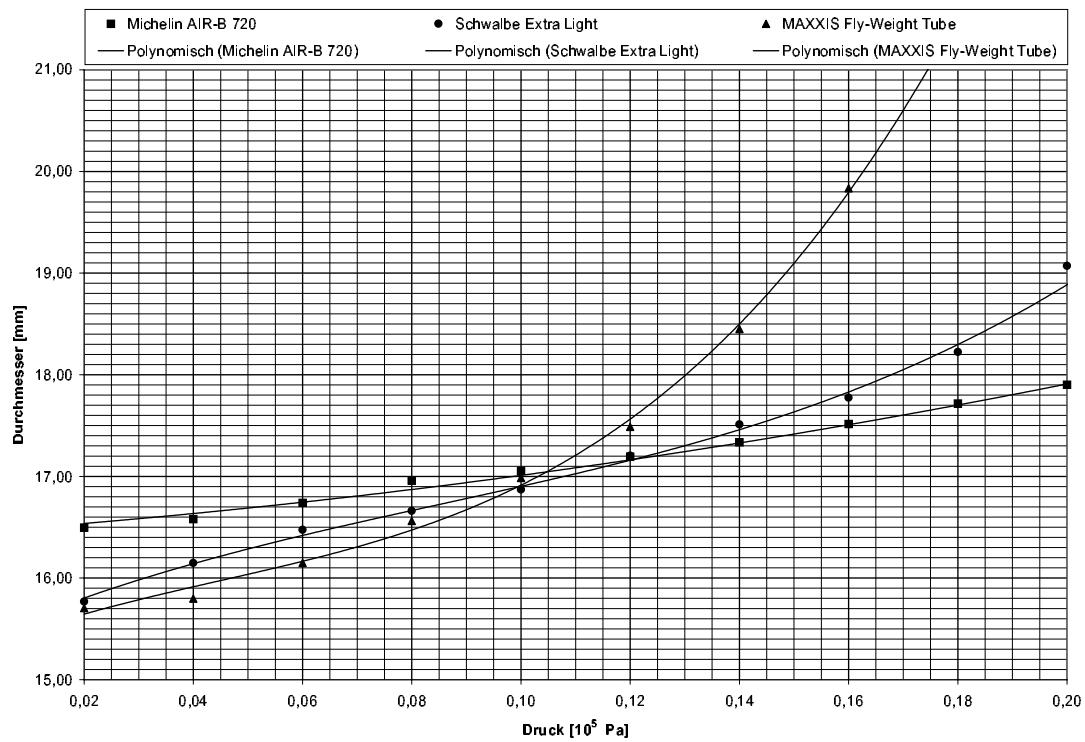


Abbildung 3.4: Kalibrierkurven dreier, grundsätzlich als Modell-Gefäße in Frage kommender Rennrad-Schläuche.

Fabrikat	d_0 bei 10 kPa [mm]	d_1 bei 16 kPa [mm]	u_0 [m/s]
Michelin Air-B 720	17,1	17,5	11,5
Schwalbe Extra Light	16,9	17,8	7,8
Maxxis Fly-Weight Tube	16,9	19,8	4,7

Tabelle 3.1: Theoretische Pulswellengeschwindigkeiten dreier, als Modell-Gefäß in Frage kommender, Rennrad-Schläuche.

einem in Kapitel 4.1 vorgestellten, berührungslosen Verfahren. Aus dem Diagramm werden die Durchmesser bei $p_0 = 10$ kPa und $p_1 = 16$ kPa entnommen. Aus Gleichung 3.5 ergeben sich die in Tabelle 3.1 aufgelisteten, theoretischen Pulswellengeschwindigkeiten.

Die Pulswellengeschwindigkeit des Schlauches der Firma Maxxis liegt sehr nahe an den geforderten 5 m/s.

Die für den Einbau der Lungenfisteln nicht notwendigen, funktionellen Gefäße sowie das rechte Herz werden nicht detailliert nachgebildet. Der Gesamtwiderstand dieser Kreislaufbestandteile wird zusammengefasst und durch einen Einzelwiderstand ersetzt. Dabei muss der Widerstand so ausgewählt werden, dass der geforderte Volumenstrom von $\dot{V} = 45$ ml/s bei dem vorgeschriebenen Druckabfall von im Mittel 13 kPa in den Hauptbronchialarterien auf 1,9 kPa in der Aorta pulmonalis eingehalten wird.

Strömungswiderstände, können mit Hilfe der Widerstandszahl ζ beschrieben werden. Sie ist als Proportionalitätskonstante zwischen der spezifischen Dissipation φ_{12} und der spezifischen, kinetischen Energie $w^2/2$ der Strömung bei der Bezugsgeschwindigkeit w definiert (Gleichung 3.6)¹ [9].

$$\varphi_{12} = \zeta \cdot \frac{w^2}{2} \quad (3.6)$$

Der Energieerhaltungssatz für inkompressible, adiabatische Stromröhren ohne Höhenglied lautet:

$$\frac{w_2^2}{2} + \frac{p_2}{\rho} = \frac{w_1^2}{2} + \frac{p_1}{\rho} + \varphi_{12} \quad (3.7)$$

Bei Vernachlässigung von Dichteänderungen, konstantem Querschnitt (also $w_1 = w_2$ und mit $A \cdot w = \dot{V}$ folgt aus 3.6 und 3.7 für die Widerstandszahl in Abhängigkeit von Volumenstrom und Druckabfall:

$$\zeta = 2 \cdot \left(\frac{A}{\dot{V}} \right)^2 \cdot \frac{(p_2 - p_1)}{\rho} \quad (3.8)$$

¹Die Beziehungen 3.6 bis 3.10 berücksichtigen nicht den pulsierenden Charakter der Strömung. Sie werden in dieser Arbeit zur Bestimmung von Richtwerten zur Auslegung verwendet.

Bei dem vorgegebenen Volumenstrom von $\dot{V} = 45 \text{ ml/s}$ und einem mittleren Druckabfall von $11,1 \text{ kPa}$ ergibt sich daraus eine Widerstandszahl von $\zeta = 300$. In [15] wird für die Widerstandszahl einer scharfkantigen Blende in einer Wasserströmung Gleichung 3.9 angegeben.

$$\zeta = \left(\frac{A}{0,63 \cdot A_0} - 1 \right)^2 \quad (3.9)$$

Daraus folgt bei einem Schlauchdurchmesser A von 14 mm und Wasser als Modellfluid eine Blende mit einem Bohrungsdurchmesser von $d_0 = 4 \text{ mm}$ als geeigneter Strömungswiderstand.

Der berechnete Blendendurchmesser ist mit einer erheblichen Unsicherheit behaftet. Ein nachregulierbarer Widerstand - wie zum Beispiel ein Ventil - ist deshalb besonders bei Änderung der Viskosität eine günstigere Alternative. Die Ventilauswahl beruht üblicherweise nicht auf der Widerstandszahl ζ , sondern auf dem Durchflusskoeffizienten K_v [m^3/h]. Der Durchflusskoeffizient gibt den Volumenstrom von Wasser ($\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$) durch ein Ventil bei einem Druckabfall von 10^5 Pa an. Er wird experimentell ermittelt. Zur Ventilauswahl können abweichende Betriebszustände nach DIN EN 60534-2-1 auf den K_v -Wert umgerechnet werden. Die meisten Hersteller geben den K_{vs} -Wert an. Das ist der K_v -Wert bei voll geöffnetem Ventil (100 % Hub). Als Auswahlkriterium empfehlen Ventilhersteller in der Regel $K_v \approx 0,75 \cdot K_{vs}$. Für inkompressible Medien und die gegebenen Betriebsbedingungen ergibt sich der Durchflusskoeffizient aus Gleichung 3.10. Darin gilt \dot{V} in [m^3/h] und Δp in kPa .

$$K_v = \frac{\dot{V}}{0,1} \cdot \sqrt{\frac{\rho}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot \Delta p}} \quad (3.10)$$

Danach lässt sich der Gefäßwiderstand bei Wasserströmung mit einem Ventil mit $K_{vs} = 0,5$ simulieren.

Auch die funktionalen Lungengefäße fehlen im Modell. Ihr Widerstand ist für die Untersuchung der Lungenfisteln unerheblich. Der Mitteldruck in der Pulmonalarterie wird mit Hilfe eines vertikal verschiebbaren Behälters durch Variieren der Wassersäule über der Pulmonalarterie eingestellt. Aus Abbildung 3.5 geht hervor, welche Kreislaufabschnitte durch welche Modellkomponenten ersetzt werden sollen.

3.2 Steuerung

Zum Betrieb der Membranpumpe ist eine Steuerung des Zu- und des Abluftstromes notwendig. Im einfachsten Fall wird einer der Luftanschlüsse im Deckel des Membrangehäuses (Abbildung 3.1) an ein Druckluftsystem angeschlossen (die verbleibenden Anschlüsse sind verschlossen). In die Druckluft-Zuleitung wird ein

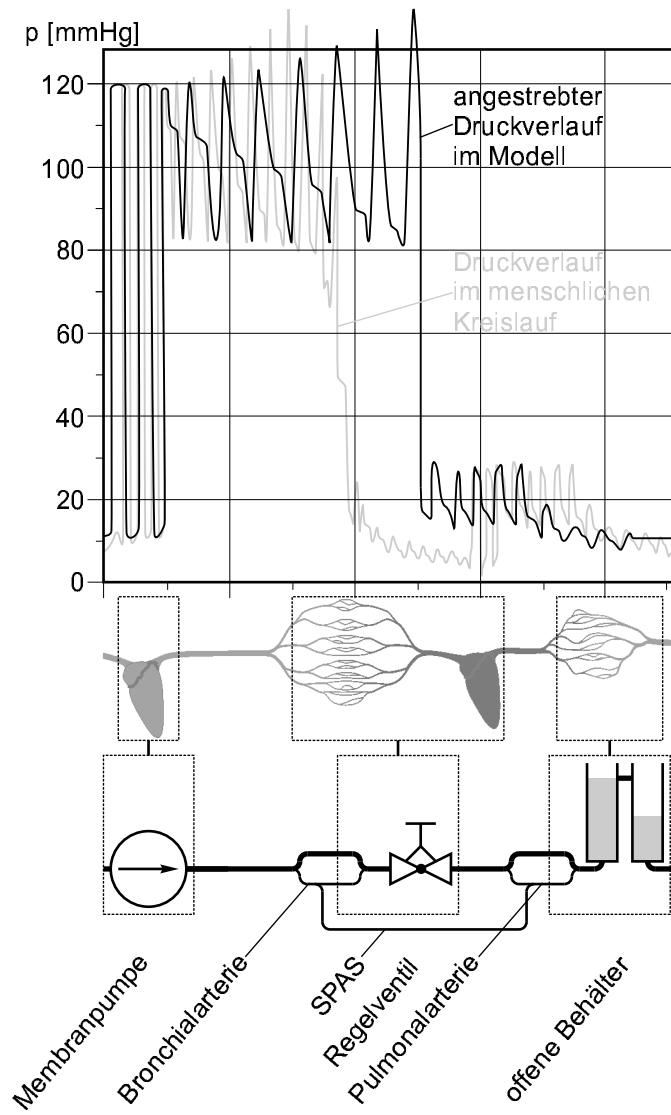


Abbildung 3.5: Gegenüberstellung von Kreislaufmodell und menschlichem Blutkreislauf.

Drei-Wege-Magnetventil eingebaut, welches den Luftweg periodisch öffnet und schließt. Als Ventilsteuerung kann ein Rechteck-Signalgenerator dienen. Bei geöffnetem Ventil strömt Druckluft ins Membrangehäuse und spannt die Membran. Bei geschlossenem Ventil wird die Druckluftzufuhr gesperrt und die Luft aus dem Membrangehäuse über den dritten Ventil-Weg an die Umgebung abgegeben. Ein Druckminderer reduziert den Druck des Druckluftsystems auf den Betriebsdruck der Membranpumpe. Ein Vorlagebehälter dämpft Luftdruckschwankungen.

Übliche Magnetventile öffnen und schließen sehr rasch, sodass die Membran plötzlich gespannt und fast ebenso plötzlich wieder entlastet wird. Das führt zu Überschwingungen zu Beginn und nach dem Druckpuls. Handelsübliche, motorgetriebene Ventile arbeiten im Vergleich zum menschlichen Herzen zu langsam.

Zur Optimierung der Pulsform wird der Luftzu- und Luftabstrom auf mehrere, gedrosselte Magnetventile aufgeteilt. Schaltdauer und Schaltzeitpunkt müssen, um viele Pulsformen und Frequenzen einstellen zu können, für jedes Ventil frei wählbar sein. In dieser Arbeit werden acht Magnetventile vom Typ MFH-3-M5 der Firma Festo gewählt. Zunächst werden vier dieser Ventile zum Spannen und vier zum Entlasten der Membran eingesetzt. Jedem Magnetventil ist ein fein regulierbares Nadelventil mit Mikrometerhandrad der Firma Hoke nachgeschaltet. (Ein Schema dieser Konfiguration ist in Abbildung 4.1 des nächsten Kapitels dargestellt.) Die Mikrometerhandräder sind mit Skalen versehen, sodass die Ventilstellungen reproduzierbar sind. Die Berechnung der K_v -Werte zur Ventilauslegung erfolgte nach DIN EN 60534-2-1 für kompressible Fluide. Der Luftvolumenstrom wird nicht auf vier Ventile aufgeteilt. Statt dessen wird jedes einzelne Ventil für den vollen Luftstrom ausgelegt, der innerhalb der 60 ms dauernden Anspannungsphase in den Membrankörper strömen soll. Auf diese Weise ist man bei abweichenden Ventil-Schaltungen keinen Einschränkungen unterworfen. Daraus ergibt sich ein Durchflusskoeffizient von 0,4. Das gewählte Dosierventil 2331G6B/MM erreicht diesen Wert nach Herstellerangaben nach etwa vier Handradumdrehungen.

Zur Steuerung der Magnetventile wird ein PC-Programm geschrieben. Eine hohe Benutzerfreundlichkeit wird bei Verwendung einer grafischen Benutzeroberfläche erreicht. Da in den Laboren der Strömungslehre auf den meisten PC's ein Microsoft-Windows-Betriebssystem installiert ist, wird zur Steuerung der Ventile eine Anwendung für die Win32-Plattform erstellt. Die Microsoft Klassenbibliothek (MFC)² stellt ein mächtiges Werkzeug für die Windows-Programmierung dar, deshalb erschien das Microsoft Developer Studio 97 als geeignete Programmierumgebung. Die Anwendung wurde in der Programmiersprache C++ geschrieben. Der vollständige Quellcode, alle Projektdateien und das lauffähige Programm befinden sich auf der beiliegenden CD-ROM.

Über die parallele Schnittstelle kann der PC gleichzeitig (parallel) acht Bits, also ein Byte empfangen oder senden. Über diese Schnittstelle kann eine Relais-

²MFC - Microsoft Foundation Classes

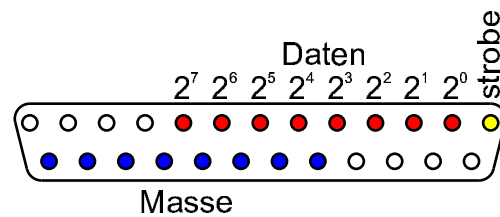


Abbildung 3.6: Die parallele Schnittstelle.

karte geschaltet werden, an welche die acht Magnetventile der Membranpumpe angeschlossen sind. Abbildung 3.6 zeigt eine parallele Schnittstelle wie man sie an der Außenseite eines PCs sehen kann.³ Der Datenübertragung dienen die rot markierten Kontakte. Die blauen Kontakte sind Masse und in der Regel miteinander verbunden. Ein Byte wird als Binärwert an die Druckerschnittstelle gesendet, indem alle 1 repräsentierenden Kontakte auf „high“ (2,4 bis 5 V) und alle 0 repräsentierenden Kontakte auf „low“ (0 bis 0,8 V) gesetzt werden. Dann wird der in Abbildung 3.6 gelb markierte Taktgeber kurzzeitig low gesetzt, um dem empfangenden Gerät - zum Beispiel einem Drucker - mitzuteilen, dass der Zustand jetzt gelesen werden kann. Es ergeben sich $2^8 = 256$ mögliche Zustände einschließlich 0.

Ein Byte kann verwendet werden, um eine bestimmte Ventilkombination einzustellen. Das Byte mit dem Binärwert 10000001 verursacht in der ausgeführten Steuerung beispielsweise, dass die an den ersten und an den letzten Datenkontakt der Schnittstelle angeschlossenen Ventile geöffnet und die übrigen geschlossen werden. Abbildung 3.7 zeigt die Dialogfelder der Anwendung. Im Hauptfenster (in Abbildung 3.7 links) werden die Ventilkombinationen (Binärwerte) Zeile für Zeile mit der Maus eingegeben. Ein ausgewähltes Kästchen repräsentiert ein geöffnetes Ventil (bzw. eine 1) und ein leeres Kästchen repräsentiert ein geschlossenes Ventil (bzw. eine 0). Die Wartezeiten zwischen den verschiedenen Schaltungen werden in ms jeweils in das Eingabefeld am Ende der Zeile eingegeben. Um die eingegebenen Werte zu übernehmen und das Programm zu starten, wird auf die Schaltfläche „Start“ geklickt. Die eingestellten Kombinationen werden Schritt für Schritt abgearbeitet, nach Ablauf des achten Schrittes beginnt das Programm von vorn, bis auf die Schaltfläche „Stop“ geklickt wird. Neue Einstellungen können jederzeit vorgenommen werden. Sie treten erst in Kraft, wenn das Programm gestoppt und erneut wieder gestartet wird. „Beenden“ und „Abbrechen“ beenden das Programm. „Hilfe“ und „Info“ zeigen die beiden übrigen, in Abbildung 3.7 abgedruckten Dialogfelder an.

Da der Quellcode kommentiert auf CD-ROM beiliegt, soll an dieser Stelle nur die grobe Programmstruktur dargestellt werden. Grundsätzlich wurde die

³In der Literatur wird die parallele Schnittstelle häufig vom PC Richtung Peripheriegerät dargestellt, also in Richtung der Datenübertragung beispielsweise beim Drucken.

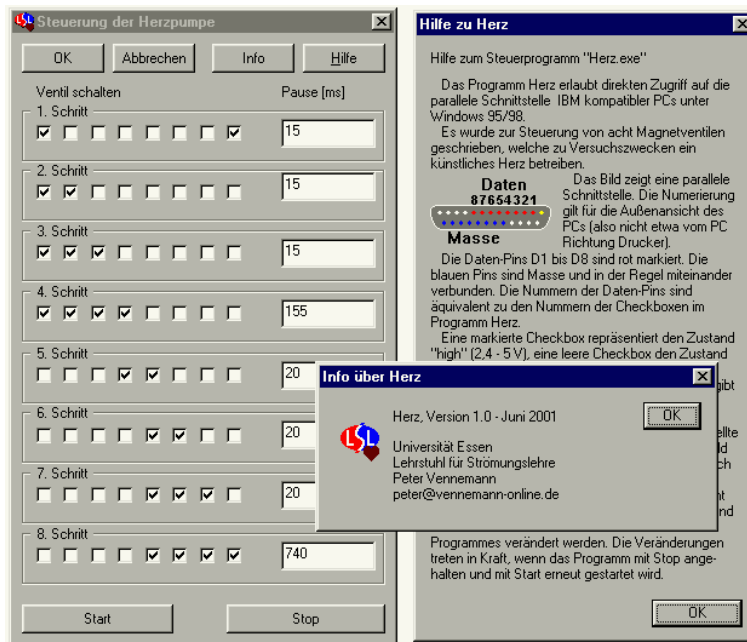


Abbildung 3.7: Dialogfenster des Ventilsteuerprogrammes.

Anwendung nach objektorientierten Maßstäben erstellt (siehe Anhang B).

Für das Programm wurden zwei Klassen von MFC-Basisklassen abgeleitet und eine neue Klasse erstellt. Es folgt eine Zusammenstellung dieser Klassen und ihrer wichtigsten Methoden:

- Die Klasse `CHerzApp` wird von `CWinApp` abgeleitet. Beim Start des Programmes wird ein Objekt dieser Klasse erzeugt. Objekte, oder Instanzen dieses Typs sind Windows-Anwendungen.

`CHerzApp(...)` ist der Standardkonstruktor. Dies ist die Methode, welche beim Programmstart eine Instanz von `CHerzApp` erzeugt.

`InitInstance(...)` enthält unter anderem den Aufruf für den Konstruktor des Hauptdialogfensters (Die Anwendung ist ein Objekt, ihr Hauptfenster ein anderes!). Hier wird auch das Schließen der Anwendung gesteuert.

- Die Klasse `CHerzDlg` wurde von `CWinDlg` abgeleitet. Ein Objekt dieses Typs ist das Hauptdialogfenster.

`CHerzDlg(...)` ist der Konstruktor des Hauptdialogfeldes. Diese Methode initialisiert auch die Dialogfelder mit Standardwerten, sonst würden beim Programmstart zufällige Werte in den Dialogfeldern stehen.

`DoDataExchange(...)` sorgt für die Zuordnung und den Datenaustausch zwischen Membervariablen und Dialogfeldern. Diese Methode wird

nicht direkt, sondern über die MFC-Funktion `UpdateVariables(...)` ausgeführt.

`OnDestroy(...)` zerstört das Hauptfenster beim Verlassen des Programmes.

`OnHelp(...)` zeigt das Hilfe-Fenster an. Das Hilfe-Fenster ist ein Objekt der MFC-Basisklasse `CDialog`, benötigt also keine explizite Klassendefinition.

`OnInfo(...)` zeigt das Info-Fenster an, welches wie das Hilfe-Fenster von `CDialog` abgeleitet wurde.

`OnStart(...)` startet die Schaltschleife. Diese Methode wird aufgerufen, wenn die Schaltfläche Start gedrückt wird. Sie enthält die wesentlichen Programmelemente.

`OnStop(...)` beendet die Schaltschleife.

`PublishVariables(...)` kopiert die Werte der Membervariablen von `CHerzDlg` in globale Variablen.

- `CByte` ist eine neu definierte Klasse. In Objekten dieser Klasse werden zum Beispiel die vom Benutzer eingegebenen Daten verwaltet.

`CByte(...)` sind die Konstruktoren der Klasse. Der Standardkonstruktor soll nicht weiter beachtet werden. An den Konstruktor mit der Parameterliste wird das vom Benutzer manipulierte Feld boolescher Variablen übergeben. Ein Feld entspricht jeweils einer Zeile Auswahl-Kästchen des Hauptdialogfensters. Dieses Feld wird von `CByte(...)` als Byte in Binärschreibweise mit `TRUE=1` und `FALSE=0` interpretiert. Die im nächsten Punkt vorgestellte Methode benötigt diesen Wert als Dezimalwert. Auch diese Umrechnung leistet der Konstruktor.

`WriteByteToPort(...)` enthält die MFC-Funktion `_outp(port, databyte)`. Darin ist `port` die Adresse der Schnittstelle, an die ein Byte gesendet werden soll und `databyte` ist der Wert dieses Bytes in Dezimalschreibweise (die Umrechnung wird vom Konstruktor erledigt). Die Methode `WriteByteToPort(...)` setzt auch den Taktgeber (`strobe`) kurz auf „low“ um der Relaiskarte mitzuteilen, dass das gesendete Byte gelesen werden kann.

Innerhalb der Funktion `Schaltschleife(...)` wird abwechselnd die Methode `WriteByteToPort(...)` und die MFC-Funktion `Sleep(dwMilliseconds)` aufgerufen. An die Funktion `Sleep` werden die vom Benutzer angegebenen Wartezeiten in Millisekunden übergeben. Das Programm wird von `Sleep` entsprechend lange angehalten. Die Schaltschleife soll als eigener Thread⁴ im Hintergrund betrieben

⁴Unter einem Thread (engl. Faden) wird hier einer von mehreren, parallel ausgeführten Programmsträngen verstanden.

werden. Dadurch ist es möglich, dass der Anwender Daten in das Dialogfeld eingibt, oder die Hilfe aufruft, während das Programm im Hintergrund die Ventile schaltet. Wesentlicher ist, dass die Benutzeroberfläche aktiv bleibt. Erst dadurch kann durch Klicken der Schaltfläche „Stop“ die Schaltschleife verlassen werden.

Statt einen Hintergrund-Thread explizit zu erzeugen, wird die MFC-Funktion `AFXBeginThread(...)` genutzt, die automatisch ein `CWinThread`-Objekt erstellt. Da die Klasse dieses Objektes nicht explizit erstellt wurde, kann auch keine eigene Methode implementiert werden. Statt einer Methode wird der MFC-Funktion `AFXBeginThread(...)` die im Hintergrund auszuführende Funktion übergeben. Diese Funktion kann keine Memberfunktion (Methode) einer anderen Klasse sein, da Memberfunktionen nur von den Objekten der selben Klasse ausgeführt werden können. Die Funktion wird deshalb global definiert. Diese globale Funktion `Schaltschleife(...)` kann dann aber wegen der Datenkapselung nicht mehr auf die privaten Membervariablen des Objektes `dIlg` (das Hauptdialogfenster) vom Typ `CHerzDlg` zugreifen. Deshalb werden die Werte der Variablen mit Hilfe der Methode `PublishVariables(...)` bei Bedarf in globale Variablen kopiert. Die im Hintergrund ablaufende Funktion `Schaltschleife(...)` greift auf diese Variablen zu und legt damit Objekte vom Typ `CByte` an. Jetzt wird so lange abwechselnd `WriteByteToPort(...)` und die MFC-Funktion `Sleep(dwMilliseconds)` ausgeführt, bis die Schleife durch Mausklick auf „Stop“ verlassen wird.

3.3 Messdatenaufnahme

In der Aufgabenstellung wird die Simulation folgender Parameter gefordert:

- Druckverlauf über der Zeit $p(t)$ in den herznahen Blutgefäßen
- Pulswellengeschwindigkeit u
- Schlagvolumen V
- Herzfrequenz f
- Fließverhalten des Blutes

Das Fließverhalten wird durch die gewählte Modellflüssigkeit festgelegt und während der Messungen nicht überwacht. Die Herzfrequenz wird im Ventilsteuerprogramm eingestellt und muss ebenfalls nicht überwacht werden. An die Genauigkeit des Schlagvolumens werden keine besonderen Ansprüche gestellt. Es genügt, eine Skala an dem transparenten Behälter anzubringen, an dem die Saugseite der Pumpe angeschlossen ist. Die Verbindung zwischen den Behältern kann für einige Schläge verschlossen werden, sodass der Kreislauf kurzzeitig unterbrochen ist. Aus der Anzahl der Schläge und der Volumenabnahme im Behälter während dieser Zeit wird das Schlagvolumen ausreichend genau ermittelt. Das

während dieser Zeit ausgestoßene Volumen wird während der Messung in dem anderen Behälter zwischengespeichert.

Besonderes Interesse gilt den zeitabhängigen Druckverläufen in den Arterien und der Pulswellengeschwindigkeit. Zu diesem Zweck werden drei Differenzdrucktransmitter vom Typ B302-0.2 bzw -0.5 der Firma Burster Präzisionsmesstechnik installiert. Die Differenzdrucktransmitter bestehen aus zwei durch eine Membran getrennte Kammern. Eine Kammer wird mit dem zu messenden Druck beaufschlagt. An die andere Seite wird der Referenzdruck angeschlossen. In diesem Fall wird die Atmosphäre als Referenz gewählt. Die Membran wird bei Druckdifferenz ausgelenkt und verändert das Induktivitätsverhältnis zweier Spulen, welche sich rechts und links der Membran befinden. Eine integrierte Elektronik wandelt das Induktivitätsverhältnis in druckproportionale Spannungen um. Ein Differenzdrucktransmitter wird an die Flüssigkeitsseite der Herzpumpe angeschlossen. Er dient der Überwachung der Pumpensteuerung. Veränderungen im Steuerprogramm oder an den Drosselventilen des Druckluftweges machen sich an dieser Stelle am deutlichsten bemerkbar. Die beiden anderen Differenzdrucktransmitter werden in einem bestimmten Abstand voneinander an die Modell-Aorta angeschlossen. So kann erstens die Veränderung des Druckpulses von der ersten bis zur zweiten Messstelle beobachtet werden, zweitens kann bei simultaner Datenaufnahme die Laufzeit der Druckpulse von der ersten zur zweiten Messstelle abgelesen werden. Bei bekanntem Abstand der Messstellen voneinander, kann die Pulsgeschwindigkeit ermittelt werden.

Die Differenzdrucktransmitter werden über eine Messkarte der Firma National Instruments an einem PC angeschlossen. Das Programm LabView der selben Firma stellt eine graphische Entwicklungsumgebung zur Verfügung, welche besonders geeignet ist, Programme zur Datenaufnahme und Weiterverarbeitung zu entwickeln. Die Entwicklungsumgebung besteht im Wesentlichen aus vorkompilierten Programmkomponenten, welche in Form von Symbolen auf dem Bildschirm angeordnet und über definierte Schnittstellen miteinander verknüpft werden können. Die Entwicklungsumgebung beinhaltet auch einen Editor, mit dem Benutzeroberflächen gestaltet werden können. Elemente dieser Benutzeroberfläche wie Schalter, Eingabefelder oder Graphikfenster sind mit Programmelementen verbunden, sodass eine Interaktion mit dem Benutzer möglich ist. Für die Druckaufnahme wird ein Programm zusammengestellt, dessen Benutzeroberfläche und Programmstruktur in Form von Screenshots in der Abbildung 3.8 dargestellt ist.

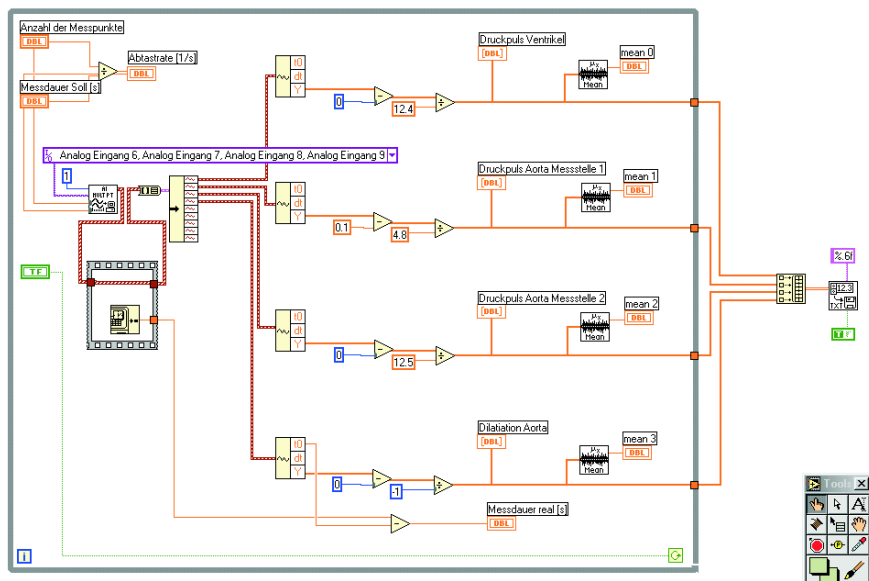
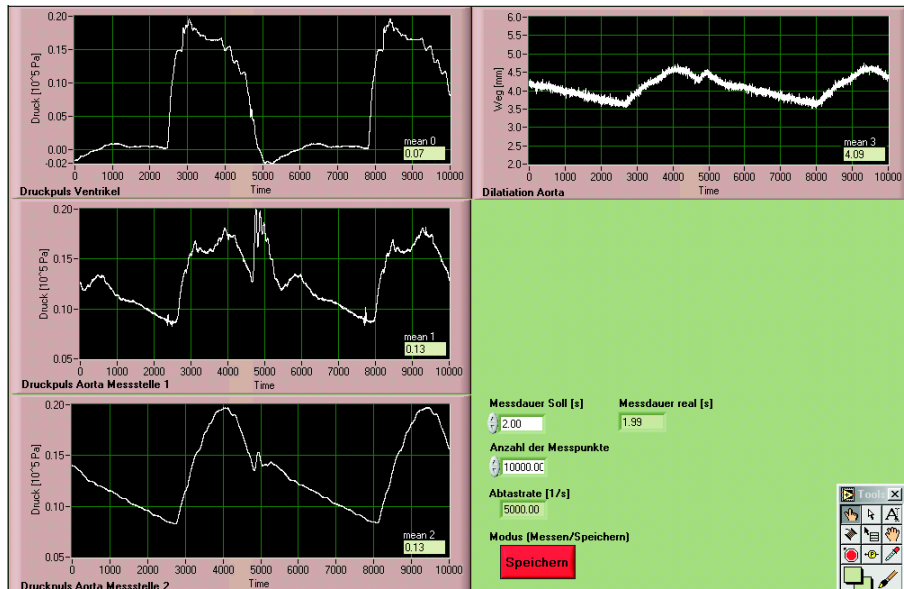


Abbildung 3.8: Benutzeroberfläche und Struktur des LabView-Programmes zur Messdatenaufnahme.

Kapitel 4

Funktionsweise des Kreislaufmodells

Zur Übersicht sind in Bild 4.1 die wesentlichen Elemente des letztlich realisierten Versuchsaufbaus schematisch dargestellt. Um die Druckpulse möglichst ungestört beobachten zu können, sind die Abzweige der Bronchial- und der Pulmonalarterien sowie die Shunt-Modelle noch nicht in den Kreislauf integriert. Der notwendige Platz für verschiedene Gefäßsysteme ist vorgesehen. Bei Abschluss dieser Arbeit lag noch keine Fistel-Klassifizierung vor.

Es stellt sich heraus, dass der nach Gleichung 3.10 berechnete Durchflusskoeffizient für das Ventil, welches den Gefäßwiderstand simuliert, wesentlich zu niedrig bemessen wurde. Der Durchfluss pulsender Strömungen scheint sich im Vergleich zu einer konstanten Strömung sehr stark zu vermindern. Der Gefäßwiderstand wird daraufhin statt mit einem Ventil mit Hilfe zweier Platten simuliert, welche in variablen Abständen voneinander befestigt werden können. Zwischen die Platten wird der Schlauch gelegt und der Plattenabstand so lange verringert, bis sich über der Engstelle der gewünschte Druckabfall einstellt. Die Platten können an einer beliebigen Stelle des Schlauches montiert werden, so lassen sich auf einfache Weise Druckpulse bei variablen Schlauchlängen untersuchen.

Da während der Experimentierphase das Modellfluid wegen Umbauten häufig abgelassen werden muss, wird zunächst mit Wasser gearbeitet. Voraussichtlich wird eine Wasser-Glyzerin Mischung verwendet werden, dessen Viskosität sich auf $5 \cdot 10^{-3}$ Pas einstellen lässt.

Bei den zu simulierenden Drücken und einer Pumpfrequenz von 60 s^{-1} fördert die Membranpumpe etwa 35 bis 40 ml Wasser pro Schlag. Auf Grund ihrer variablen Konstruktion ist eine nachträgliche Leistungserhöhung möglich.

- | | | |
|---------------------------|---------------------------|----------------------------------|
| 1. Druckluftanschluss | 7. Ventile Auslass | 13. Druckmessstelle 1 Aorta |
| 2. Druckreduzierventil | 8. offene Behälter | 14. Dilatationsmessung Aorta |
| 3. Vorlagebehälter | 9. Atrioventrikularklappe | 15. Druckmessstelle 2 Aorta |
| 4. Magnetventile Einlass | 10. Aortenklappe | 16. Mess- bzw. Steuer-PC |
| 5. Drosselventile Einlass | 11. Gefäßwiderstand | 17. vorgesehener Einbau des SPAS |
| 6. Membrankörper | 12. Druckmessung Ventikel | |

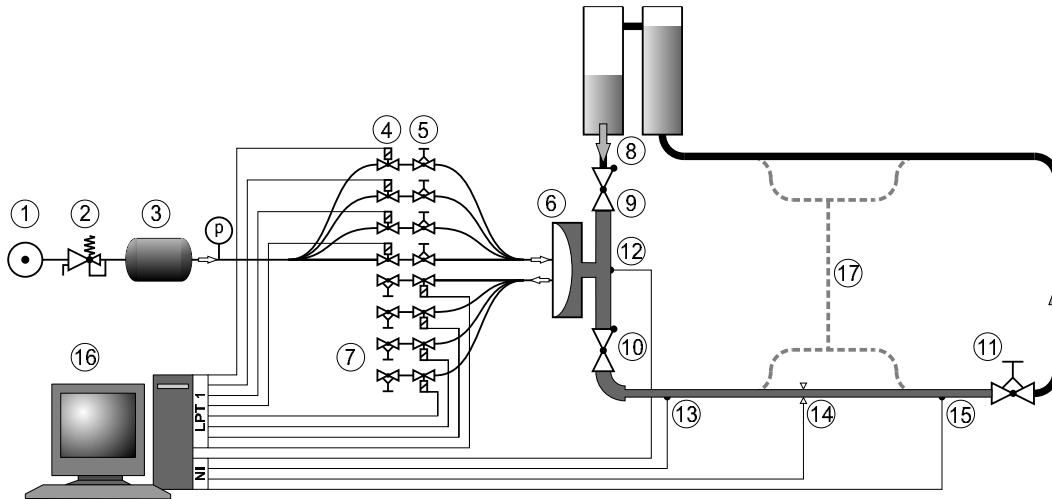


Abbildung 4.1: Schaltplan des Modellkreislaufs.

4.1 Messungen

Im Folgenden wird die Druckpulsform für verschiedene Schlauchlängen von 700 bis 1500 mm Länge untersucht. Dazu werden alle Parameter konstant gehalten und die Schlauchlänge in Schritten von 0,2 m erhöht. Entsprechend der physiologischen Vorgaben zeigt Abbildung 4.2 eine günstige Konfiguration des Ventilsteuerprogramms. Während der insgesamt 60 ms dauernden Anspannungsphase sorgen die ersten drei Ventile für einen zügigen Druckanstieg ohne Überschwingungen. In der 200 ms langen Austreibungsphase sind alle vier Einlassventile geöffnet. Während der 90 ms langen Entspannungsphase werden der Reihe nach die vier Auslassventile geöffnet. Die Einlassventile werden nicht direkt am Ende der Austreibungsphase, sondern erst nach und nach während der Entspannungsphase geschlossen. Dadurch lässt sich ein sanfter Übergang der einzelnen Phasen ohne Stöße und Überschwingungen erreichen. Die vier Einlassdrosselventile sind dabei 4,5 Handradumdrehungen und die Auslassventile jeweils eine Handradumdrehung weit geöffnet. Die Einlassventile sind weiter geöffnet als die Auslassventile, da die einströmende Luft Arbeit an der Membran verrichten muss, während die Membran an die ausströmende Luft Arbeit abgibt. Der Überdruck im Vorlagebehälter beträgt 25 kPa. Bei Erhöhung des Druckes im Vorlagebehälter müssen die Einlassventile gedrosselt werden.

In den Diagrammen 4.3 bis 4.7 sind die gemessenen Druckverläufe aufgetra-

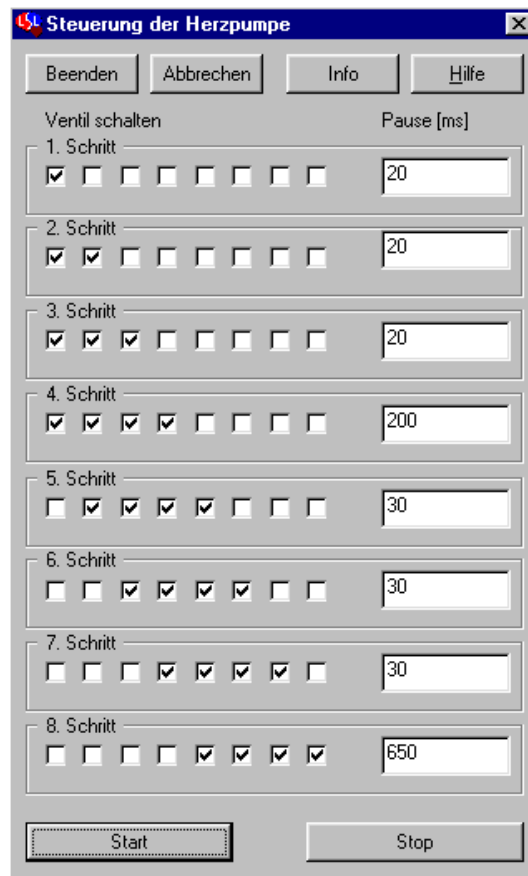


Abbildung 4.2: Günstige Einstellungen des Ventilsteuerprogrammes.

gen. Die roten Kurven zeigen den Druckverlauf im Ventrikel. Die meisten Druckverläufe lassen den steilen Druckanstieg (Anspannung) und den etwas flacheren Druckabfall (Entspannung) erkennen. Die blauen Druckkurven werden an Messstelle 1 aufgenommen. Sie zeigen alle charakteristischen Merkmale eines herznahen, bronchialen Druckpulses, sind allerdings noch von schwachen, hochfrequenten Schwingungen überlagert. Diese Schwingungen werden schon nach kurzer Lauflänge gedämpft. Die grünen Druckverläufe an Messstelle 2 sind der in Abbildung 2.6 gezeigten, idealen Druckkurve sehr ähnlich. Lediglich der systolische Druck wird bei diesen Messungen etwas erhöht eingestellt, um den Volumenstrom nicht unter 35 ml/Schlag absinken zu lassen.

Bei zunehmender Schlauchlänge steigt der enddiastolische Druck aufgrund der zunehmenden Speicherkapazität an.

Aus der zeitlichen Differenz der Pulswellenfronten und dem Abstand der Messstellen von 0,4 m ergeben sich Pulswellengeschwindigkeiten von etwa 12 m/s. Da die Pulswellengeschwindigkeit über der berechneten, theoretischen Pulswellengeschwindigkeit liegt, wird zur Überprüfung der Schlauchdilatation mittig zwischen den beiden Druckmessstellen ein Wegmessgerät installiert. Der Messkopf dieses Gerätes sendet einen Laserstrahl auf die Schlauchoberfläche. Der Lichtpunkt auf der Schlauchoberfläche wird mit einem Linsensystem auf einem, in gewissem Abstand neben der Lichtquelle angeordneten, lichtempfindlichen Gitter abgebildet. Der Abstand zwischen abgebildetem Lichtpunkt und Lichtquelle ist proportional zum Abstand der Schlauchoberfläche vom Messkopf. Daraus kann der Schlauchdurchmesser über der Zeit bestimmt werden. In den Diagrammen 4.3 bis 4.7 ist der Schlauchdurchmesser als schwarze Kurve über der Zeit aufgetragen. Am höchsten und am niedrigsten Punkt dieser Kurve können der systolische und der diastolische Schlauchdurchmesser abgelesen werden. Aus dem Verhältnis von diastolischem zu systolischem Durchmesser wird mit Gleichung 3.5 die Pulswellengeschwindigkeit zu etwa 10 m/s bestimmt. Die Abweichung dieses Wertes von den Berechnungen des vorherigen Kapitels erklärt sich folgendermaßen: Die Kalibrierung des Modellgefäßes wurde unter quasistatischen Bedingungen durchgeführt. Unter dynamischen Bedingungen reagiert der Schlauch - wie sehr viele Kunststoffe - weniger elastisch.

Im gesunden, menschlichen Körper erreicht die Pulswellengeschwindigkeit in der Arteria tibialis anterior (siehe Abbildung 2.8) Geschwindigkeiten von 9 - 10 m/s. Auch in der Aorta steigt die Pulswellengeschwindigkeit mit zunehmendem Alter und auch mit zunehmendem Blutdruck auf 10 - 12 m/s an. Bei Arterienverkalkung ist die Geschwindigkeitszunahme noch größer [2]. Die Pulswellengeschwindigkeit von 12 m/s im Modell wird daher akzeptiert.

Der bei einer Schlauchlänge von 900 mm nach 550 mm Lauflänge aufgezeichnete Druckpuls simuliert sehr gut die Druckpulse in den großen, herznahen Blutgefäßen (grüne Druckkurve in Abbildung 4.4).

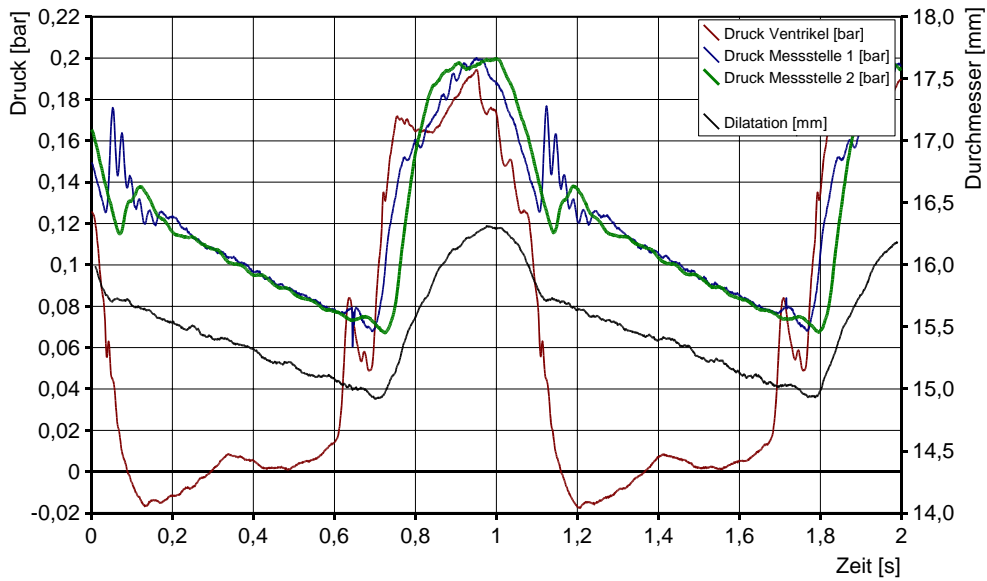


Abbildung 4.3: Druckpulse bei 700 mm Schlauchlänge.

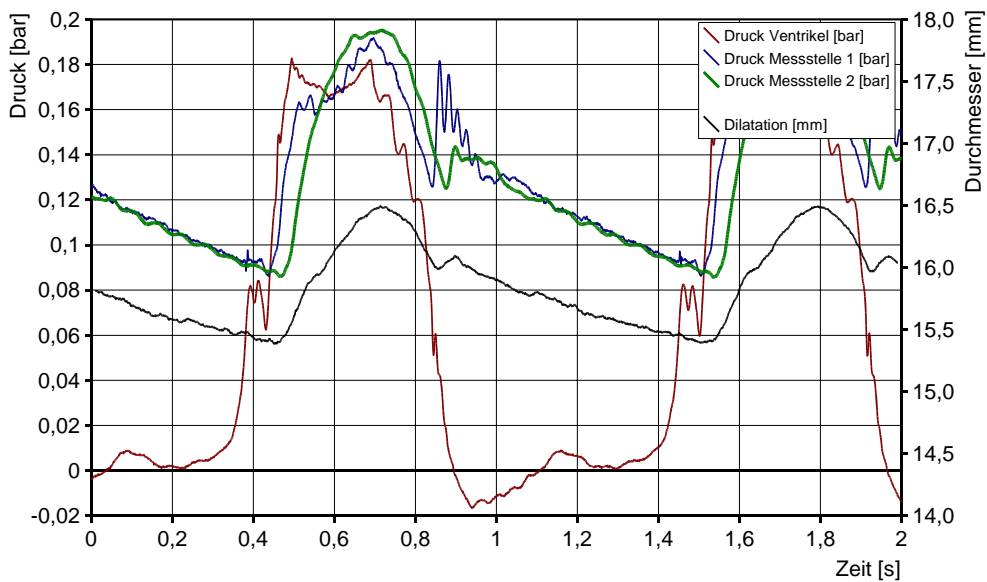


Abbildung 4.4: Druckpulse bei 900 mm Schlauchlänge.

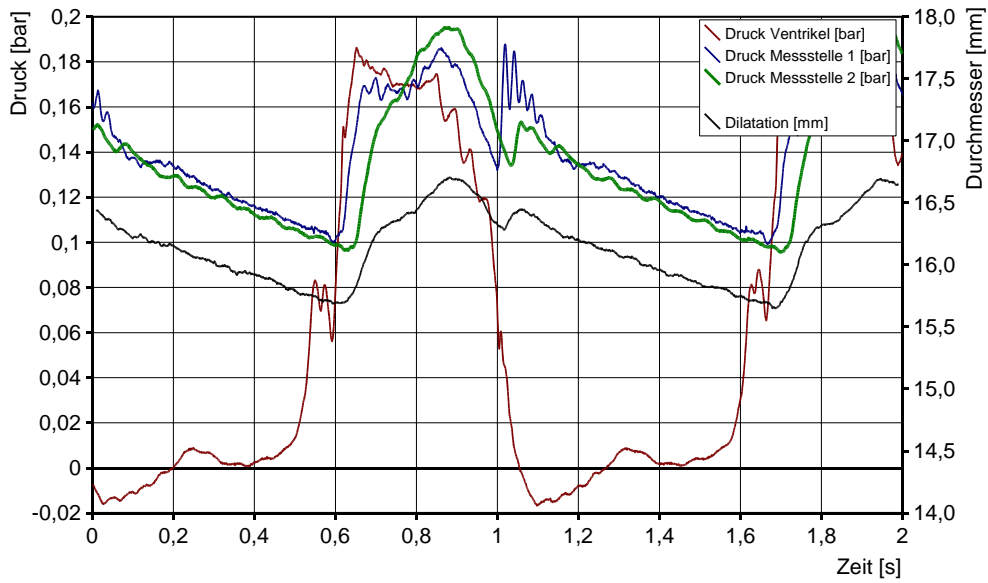


Abbildung 4.5: Druckpulse bei 1100 mm Schlauchlänge.

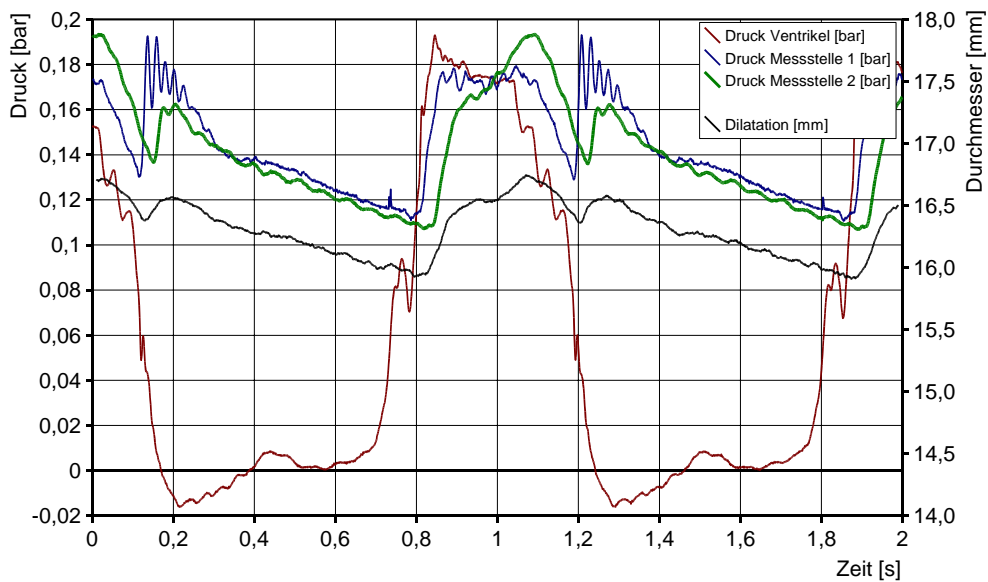


Abbildung 4.6: Druckpulse bei 1300 mm Schlauchlänge.

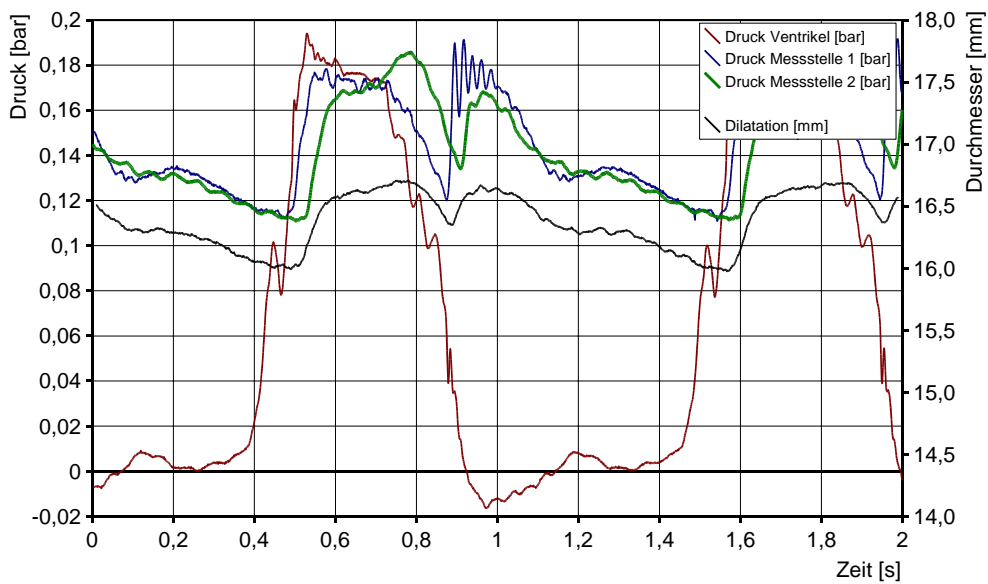


Abbildung 4.7: Druckpulse bei 1500 mm Schlauchlänge.

4.2 Diskussion der Druckpulsformen

Die an einer festen Messstelle aufgezeichneten Pulsformen zeigen bei zunehmender Schlauchlänge charakteristische Veränderungen:

- Die Höhe des Hauptpulses nimmt ab.
- Der anfangs rund ausgebildete Hauptpuls wird zunächst an der Front (im Diagramm links) schräg, dann flach, später bildet sich ein Doppelpuls.
- Die Tiefe der dem Hauptpuls zeitlich folgenden Inzisur nimmt zu.
- Hinter der Inzisur bildet sich ein weiterer Puls.

Diese Merkmale lassen sich durch die Superposition des von der Membranpumpe kommenden Pulses mit dem am Schlauchende reflektierten Puls erklären. Dem Verständnis diene ein stark vereinfachtes, mathematisches Modell. Dazu wird der Druckpuls durch eine positive Sinushalbwellen ersetzt. In die entgegengesetzte Richtung läuft die am Schlauchende reflektierte Welle geringerer Amplitude. Weitere Reflexionen, Druckschwankungen und verschiedene Pulswellengeschwindigkeiten für hin- und zurücklaufende Wellen werden nicht berücksichtigt.

Die Sinushalbwellen können durch eine stückweise definierte Sinusfunktion dargestellt werden, welche für negative Werte 0 gesetzt wird. Um eine stetige Funktion zu erhalten, wird sie in eine Fourier-Reihe entwickelt, dessen ersten sechs Glieder (Gleichung 4.1) die positiven Sinushalbwellen und ihre Zwischenräume genau genug approximieren.

$$\begin{aligned}
 p_i(t) = & \frac{k \cdot p_1}{\pi} + \frac{k \cdot p_1}{2} \cdot \sin(c_i(t)) - \frac{2 \cdot k \cdot p_1}{\pi} \cdot \left(\frac{1}{1 \cdot 3} \cdot \cos(2 \cdot c_i(t)) + \right. \\
 & \frac{1}{3 \cdot 5} \cdot \cos(4 \cdot c_i(t)) + \frac{1}{5 \cdot 7} \cdot \cos(6 \cdot c_i(t)) + \\
 & \left. \frac{1}{7 \cdot 9} \cdot \cos(8 \cdot c_i(t)) \right) \quad (4.1)
 \end{aligned}$$

Darin ist k der Reflexionsfaktor. Er ist für den Hauptpuls 1 und wird für den reflektierten Puls 0,6 gesetzt. p_1 ist der systolische Druck in der Herzkammer. Die Phase $c_i(t) = c_1(t)$ ist für den, in diesem Fall von links nach rechts laufenden Hauptpuls $p_1(t)$:

$$c_1(t) = 2 \cdot \pi \cdot \left(\frac{x}{u_0 \cdot T} - \frac{t}{T} \right) \quad (4.2)$$

Der reflektierte Puls wird in Abhängigkeit der Schlauchlänge derart phasenverschoben, dass er genau dann am Schlauchende losläuft, wenn der Hauptpuls

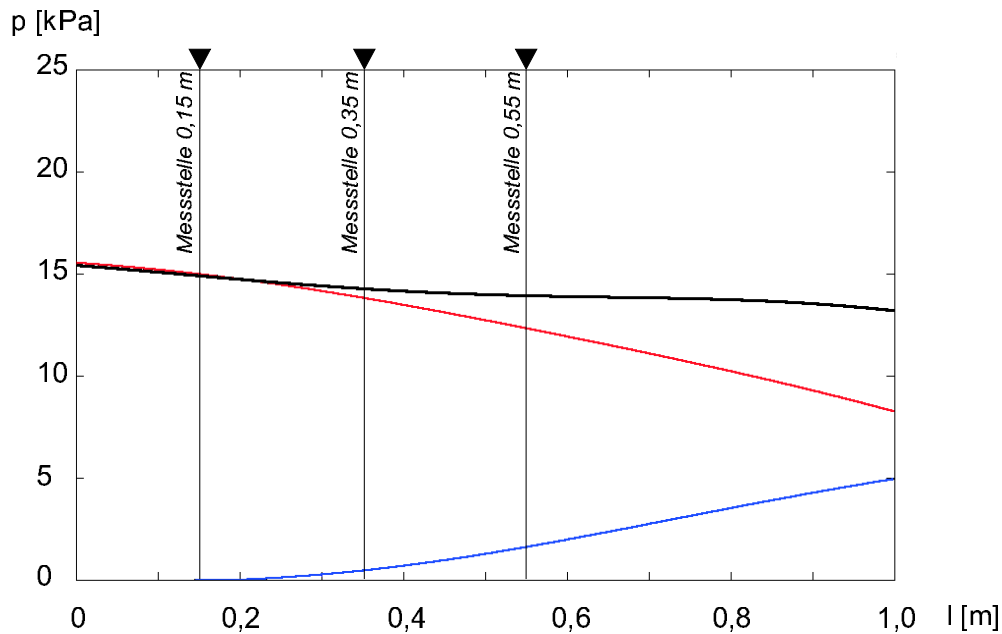


Abbildung 4.8: Druckpuls über der Schlauchlänge.

das Schlauchende erreicht. Für den, dem Hauptpuls entgegen laufenden, reflektierten Puls $p_2(t)$ wird $c_i(t) = c_2(t)$ zu:

$$c_2(t) = 2 \cdot \pi \cdot \left[\frac{x - \left(2 \cdot l + \frac{u_0 \cdot T}{2}\right)}{u_0 \cdot T} + \frac{t}{T} \right] \quad (4.3)$$

In den Gleichungen 4.2 und 4.3 ist x die Koordinate der Messstelle, l die Schlauchlänge, u_0 die Pulswellengeschwindigkeit, t die Laufvariable Zeit und T die Periodendauer.

Der messbare Druckpuls ergibt sich aus der Addition von Hauptpuls und reflektiertem Puls:

$$p(t) = p_1(t) + p_2(t) \quad (4.4)$$

Aus der hohen Pulsgeschwindigkeit und der Pulsdauer folgt, dass die Wellenlänge wesentlich größer als die Schlauchlänge ist. In Abbildung 4.8 ist ein „Schnappschuss“ der laufenden Druckpulse über der Schlauchlänge (1 m) aufgetragen. Es ist ersichtlich, dass sich der resultierende, messbare Druckpuls (schwarz) aus der Superposition des ausgesendeten, von links nach rechts laufenden Druckpulses (rot) mit seiner eigenen, gedämpften, entgegenlaufenden Reflexion (blau) ergibt.

Die über der Zeit aufgenommenen Modellpulse werden für die im vorherigen Kapitel behandelten Schlauchlängen berechnet. Sie sind in den Abbildungen 4.9

bis 4.13 abgedruckt. Die Berechnung erfolgte zunächst für die mittlere Messstelle, also für $x = 0,35$ m mit einem systolischen Ventrikeldruck von 16 kPa, einer Pulswellengeschwindigkeit von 8 m/s und einer Periodendauer von 1 s. Die roten Kurven zeigen den von links nach rechts laufenden Hauptpuls, die blauen Kurven stellen den reflektierten Puls dar. Die schwarze Kurve ist die Addition der Pulswellen und repräsentiert den messbaren Druckverlauf. Dieser zeigt bei Verlängerung des Schlauches die gleichen, charakteristischen Merkmale wie die gemessenen Druckpulswellen. Das heißt, die Pulshöhe nimmt bei zunehmender Schlauchlänge ab. Dabei verliert der Puls an Rundheit; er flacht auf der linken Seite zunächst ab, später bildet sich ein Doppelpuls. Auf der Pulsrückseite (in den Abbildungen rechts) bildet sich mit zunehmender Schlauchlänge eine Inzisur mit nachfolgendem, lokalem Druckmaximum. Da die mathematischen Modellpulse die halbe Periodendauer einnehmen, während die Pulse im Kreislauf-Modell beträchtlich kürzer sind, wird die Inzisur im mathematischen Modell später, d.h. erst bei größeren Schlauchlängen als in den Messungen beobachtet.

Die grundsätzliche Form der gemessenen Druckpulse ist auch vom Ort der Messstelle abhängig. Ein Vergleich der blauen und der grünen Druckkurven in den Abbildungen 4.3 bis 4.7 ergibt, dass die Merkmale, welche sich bei einer Verlängerung des Schlauches einstellen, an der ersten Druckmessstelle (blaue Kurve) etwas früher beobachtet werden können, als an der zweiten Druckmessstelle (grüne Kurve). Wie in den Abbildungen 4.14 und 4.15 gezeigt, bestätigt das mathematische Modell diese Beobachtung.

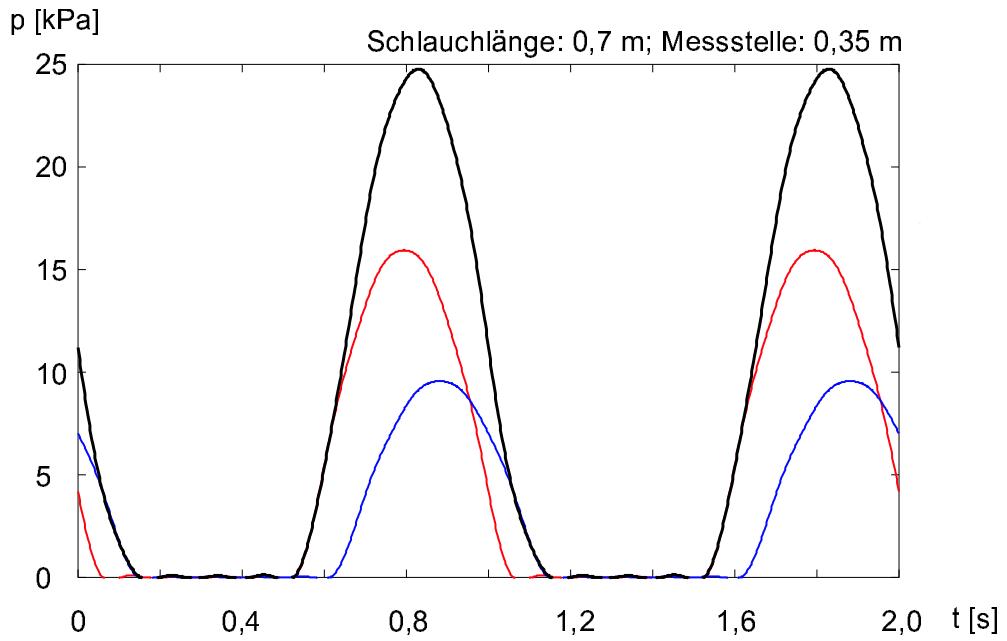


Abbildung 4.9: Modellierter Druckpuls bei 700 mm Schlauchlänge.

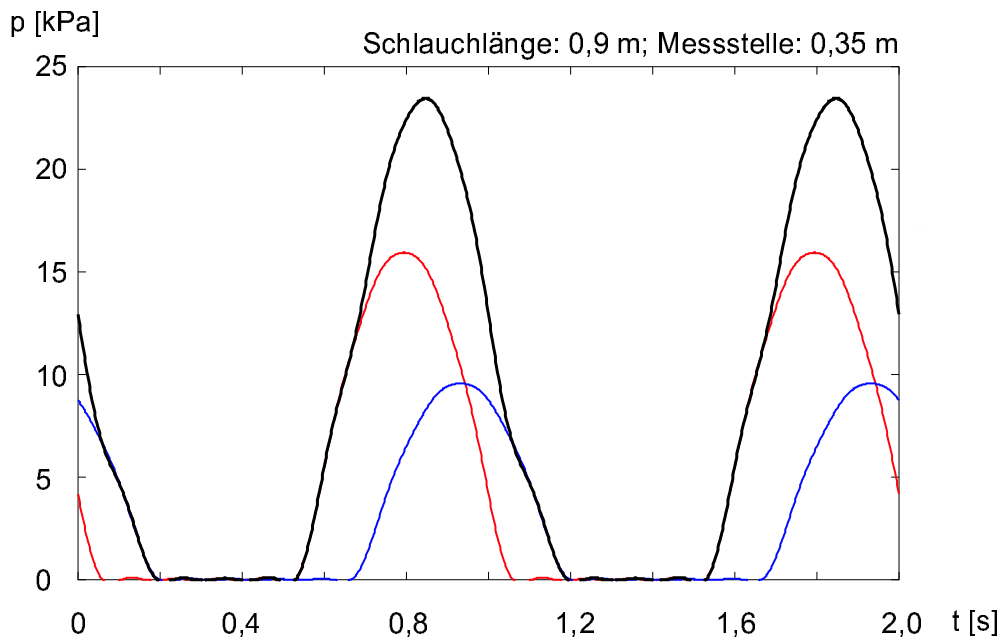


Abbildung 4.10: Modellierter Druckpuls bei 900 mm Schlauchlänge.

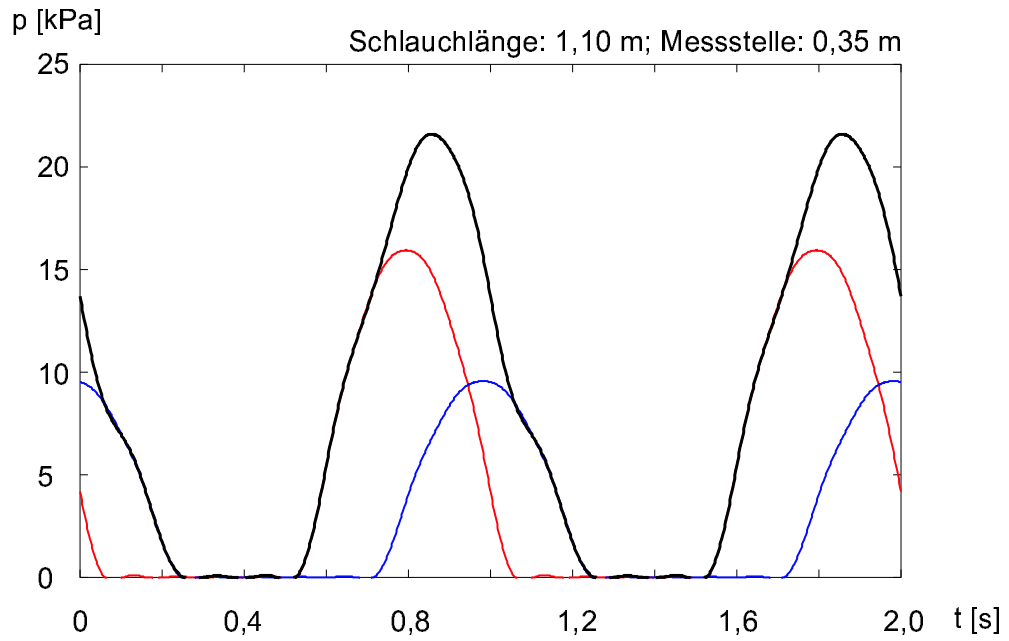


Abbildung 4.11: Modellierter Druckpuls bei 1100 mm Schlauchlänge.

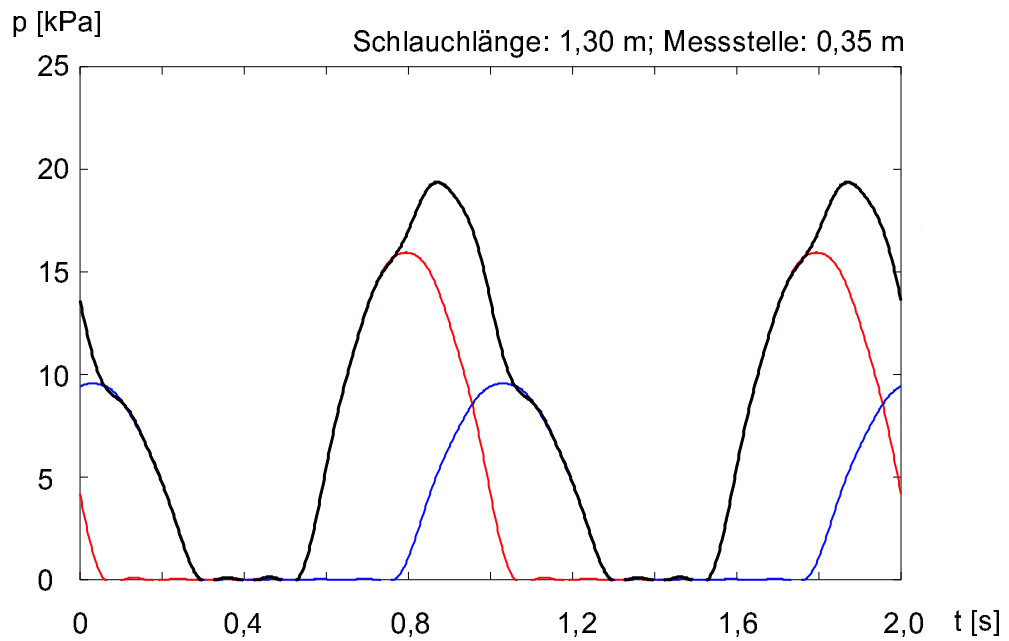


Abbildung 4.12: Modellierter Druckpuls bei 1300 mm Schlauchlänge.

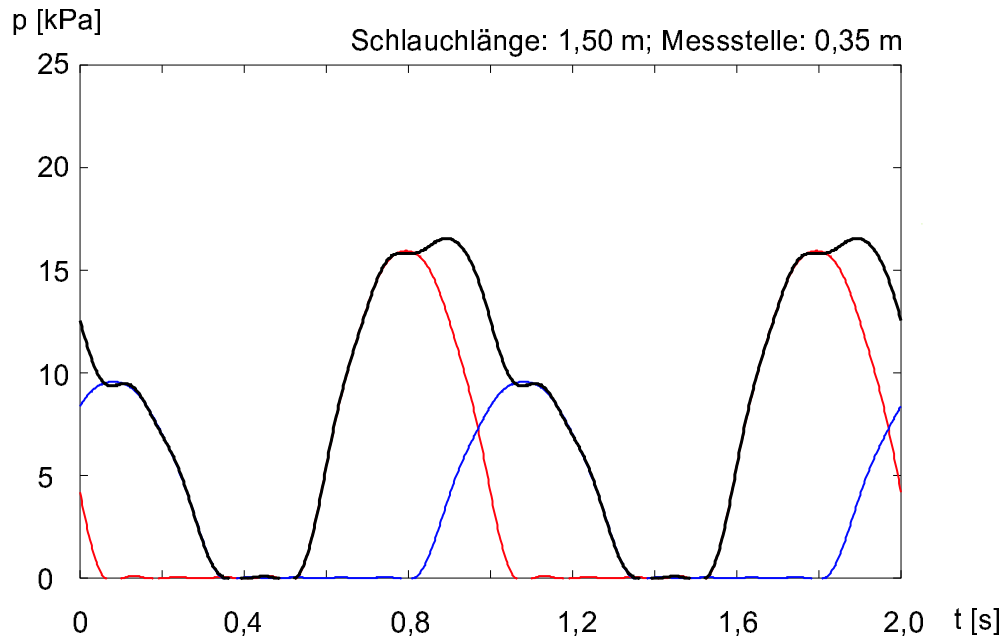


Abbildung 4.13: Modellierter Druckpuls bei 1500 mm Schlauchlänge.

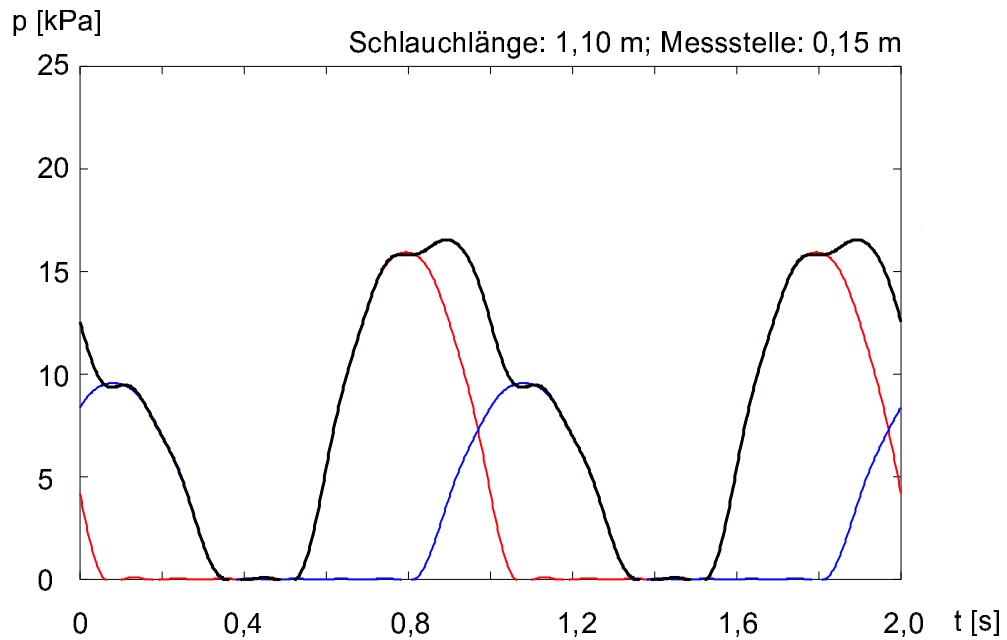


Abbildung 4.14: Modellierter Druckpuls bei 1100 mm Schlauchlänge an der ersten Messstelle.

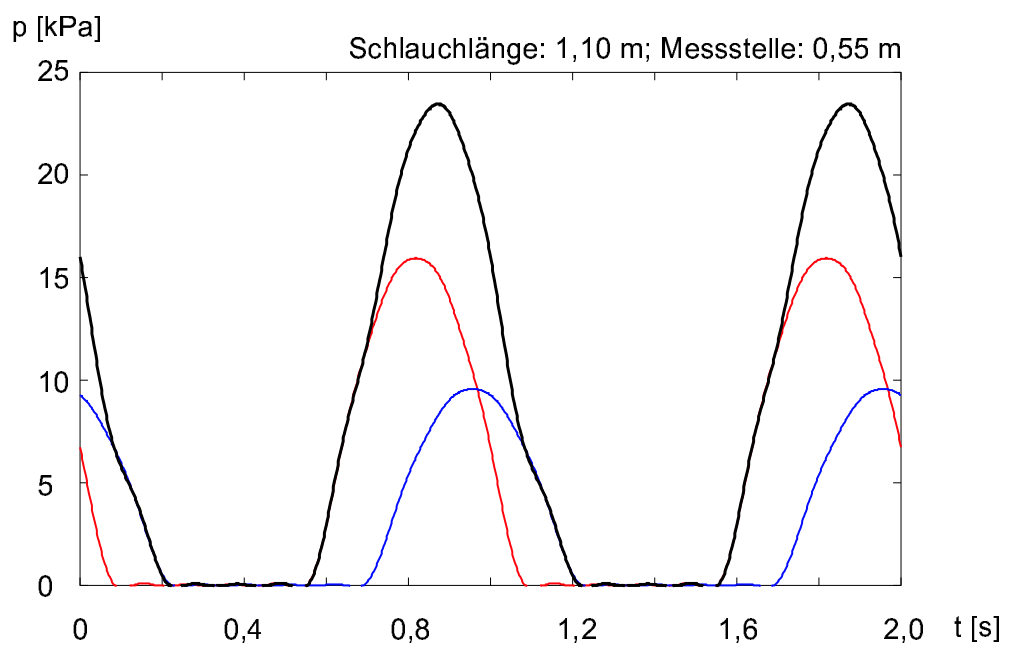


Abbildung 4.15: Modellierter Druckpuls bei 1100 mm Schlauchlänge an der letzten Messstelle.

Kapitel 5

Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit ist die Konstruktion und die Inbetriebnahme eines Versuchstandes zur Untersuchung der Blutströmung durch Lungenfistelmodelle. Dabei wird besonderer Wert auf die Simulation der Druckpulsform in der Aorta und den menschlichen, herznahen Bronchialarterien gelegt. Im ersten Teil der Arbeit sind alle relevanten, physiologischen Grundlagen zusammengetragen. Auf Basis dieser Daten wird eine pulsierend arbeitende, flexibel steuerbare Membranpumpe konstruiert. Bei einem dem menschlichen Blutsystem entsprechenden Gefäßwiderstand und einer Frequenz von 60 s^{-1} erreicht die Pumpe einen Auswurf von 35 - 40 ml pro Zyklus. Zur benutzerfreundlichen Steuerung der Pumpe mit Hilfe eines PCs wird ein Programm für Microsoft Windows 9x Betriebssysteme geschrieben. Dünnwandige Rennradschläuche eignen sich gut zur Verwendung als Modell-Aorta. Es werden Pulsgeschwindigkeiten von 12 m/s gemessen. Der Druck wird in der Pumpe und an zwei Messstellen im Schlauch quasi kontinuierlich mit Hilfe eines PCs aufgenommen (5000 Messpunkte pro Sekunde). Das Programm zur Datenaufnahme, -verarbeitung und -speicherung wird in einer graphischen Entwicklungsumgebung zusammengestellt. Beobachtungen und ein einfaches, mathematisches Modell ergeben, dass die Druckpulsform auf Grund von Reflexionen sowohl von der Länge als auch von der Lage der Messstelle abhängt. Messungen nach 550 mm Lauflänge zeigen bei einer Schlauchlänge von 900 mm einen sehr gut simulierten Druckverlauf.

In Zukunft wird das bisher als Blut-Ersatz verwendete Wasser durch eine Glycerin-Wasser Mischung mit einer dem menschlichen Blut angepassten Viskosität verwendet. Als nächster Schritt ist der Einbau von klassifizierten Fistel-Modellen vorgesehen, in denen Geschwindigkeitsmessungen durchgeführt werden. Dazu wurde im Institut für Strömungslehre ein auf dem Ortsfiltersystem basierendes Messsystem in Betrieb genommen. Es wurden auch Vorversuche für PIV-Messungen¹ in kleinen Kanälen durchgeführt.

¹PIV...Particle Image Velocimetry

Anhang A

Newton'sche und nicht-Newton'sche Fluide

Zwischen einer festen Grundplatte und einer dazu parallelen, bewegten Platte mit dem Abstand h befindet sich ein Fluid (Abbildung A.1). Wenn die ebene Ausdehnung der Platte wesentlich größer als der Plattenabstand h ist, stellt sich aufgrund der Haftung zwischen dem Fluid und den Platten eine lineare Geschwindigkeitsverteilung ein (Couette-Strömung). Die minimale Geschwindigkeit ist Null, die maximale Geschwindigkeit ist gleich der Plattengeschwindigkeit w . Zur Bewegung der Platte ist bei der Plattenfläche A eine bestimmte Kraft F notwendig, welche im Fluid die Schubspannung $\tau = F/A$ erzeugt. Bei kleinem Scherwinkel γ gilt¹ $\gamma = a/h$. Bei festen Körpern ist die Schubspannung proportional zum Scherwinkel. Bei Flüssigkeiten ist die Schubspannung proportional zur zeitlichen Änderung des Scherwinkels. Für die zeitliche Änderung des Scherwinkels, der Scherrate $\dot{\gamma}$ gilt $\dot{\gamma} = da/(h \cdot dt)$. da/dt entspricht bei konstanter Kraft F der Plattengeschwindigkeit w . Damit folgt:

$$\dot{\gamma} = \frac{w}{h} \quad (\text{A.1})$$

Der Zusammenhang zwischen Schubspannung und Scherrate wird Reibungsgesetz genannt. Aus Dimensionsgründen ist der Parameter η [Pas], die Scherviskosität notwendig:

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} \quad (\text{A.2})$$

Ein Fluid mit nicht-linearem Reibungsgesetz, das heißt mit von der Scherrate abhängiger Scherviskosität, ist ein nicht-Newton'sches Fluid. Bei einem Fluid mit einem linearen Reibungsgesetz, also mit von der Scherrate unabhängiger Scherviskosität handelt es sich in der Regel um ein Newton'sches Fluid. Diese Definition reicht in den meisten Fällen aus. Spurk [17] weist aber darauf hin, dass

¹Der Tangens eines Winkels strebt gegen den Wert des Winkels, wenn dieser gegen Null geht.

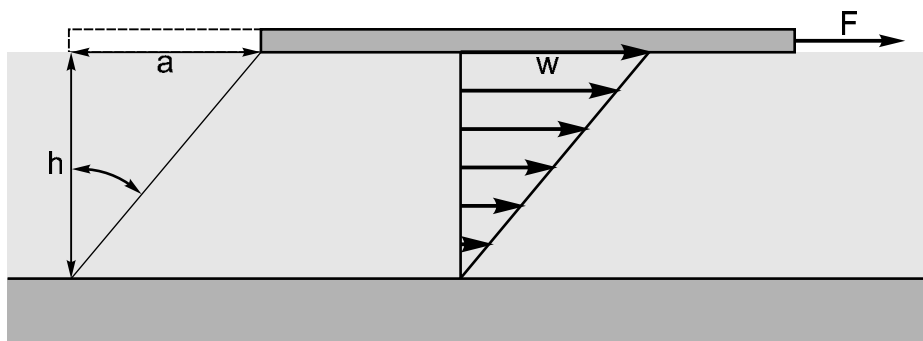


Abbildung A.1: Couette-Strömung

auch nicht-Newton'sche Fluide existieren, welche bei dem beschriebenen, einfachen Spannungszustand einen linearen Zusammenhang zwischen Schubspannung τ und Scherrate $\dot{\gamma}$ zeigen.

Anhang B

Objektorientierte Programmierung

An dieser Stelle werden die zum Verständnis notwendigen, wesentlichsten Begriffe der objektorientierten Programmierung kurz erläutert. Diese sind:

- Objekt
- Klasse
- Datenkapselung
- Vererbung

Für weitere Informationen wird auf Josuttis [11] verwiesen.

Ein **Objekt** kann ein Vorgang, ein Gegenstand, eine Person, ein Programmfenster, kurz irgend etwas mit dem man sich beschäftigt sein. Komplexe Dinge, beispielsweise eine Vielzahl individueller Objekte sind durch Abstraktion leichter zu verarbeiten. Eine **Klasse** ist eine solche Abstraktion. Sie kann als Oberbegriff für eine bestimmte Menge von Objekten mit gemeinsamen Eigenschaften aufgefasst werden.

Eine Klasse beinhaltet die Definition aller notwendigen Variablen und der Methoden, mit denen diese Variablen manipuliert werden sollen. Wenn ein Objekt nach dem Muster einer bestimmten Klasse erzeugt wird, werden den Variablen sinnvolle Werte zugewiesen und dem Objekt ein individueller Name gegeben. Man nennt ein solches Objekt auch Instanz. Während der Laufzeit eines Programmes können beliebig viele Objekte der selben Klasse erzeugt werden.

Auf die Variablen der Objekte können andere Objekte nicht direkt, sondern nur mit Hilfe der Methoden aus der Klassendefinition zugreifen. Das ist das wichtige Prinzip der **Datenkapselung** (siehe Abbildung B.1). Methoden können als definierte Schnittstellen zwischen Objekten verstanden werden.

Programme werden besonders schnell und fehlerarm erstellt, wenn allgemeingültige, getestete Klassen existieren, welche immer wieder verwendet werden können. Es ist daher sinnvoll eine Klassenhierarchie zu erstellen, an dessen Spitze sehr allgemeingültige Klassen stehen, wie zum Beispiel die allgemeine Definition

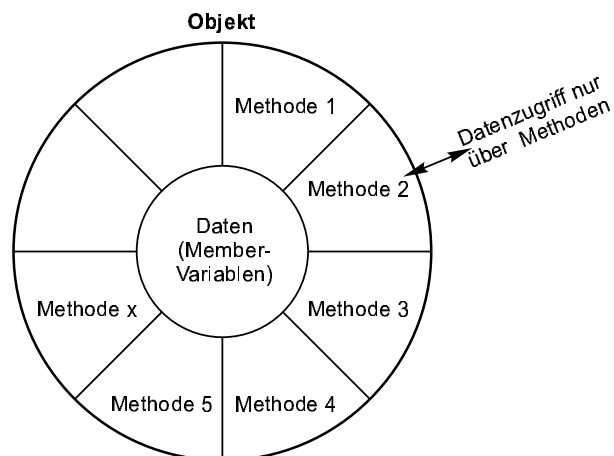


Abbildung B.1: Prinzip der Datenkapselung.

eines Programmfensters. Die Eigenschaften dieser Klasse werden mit in die nächste Ebene übernommen. Durch Hinzufügen oder Entfernen von Methoden wird daraus eine speziellere Klasse, zum Beispiel die Klasse der Dialogfenster. Der Programmierer kann eine weitere Ebene hinzufügen, und es entsteht eine sehr spezielle Dialogfensterklasse für ein bestimmtes Problem. Das Generieren einer spezielleren Klasse durch Übernahme von Methoden aus einer allgemeingültigeren Klasse nennt man **Vererbung**.

Anhang C

Formelzeichen

Zeichen	Beschreibung
0	Index: Stelle 0
1	Index: Stelle 1
2	Index: Stelle 2
A	Querschnitt
a	Strecke
d	Durchmesser
d_i	Innendurchmesser
F	Kraft
f	Frequenz
g	Erdbeschleunigung
h	Höhe, Abstand
i	Index: Platzhalter für beliebigen Index
K_v	Durchflusskoeffizient
K_{vs}	Durchflusskoeffizient bei 100 % Ventilhub
k	Reflexionsfaktor
l	Länge
p	Druck über Atmosphäre
Re	Reynoldszahl
T	Periodendauer
t	Zeit
u	Geschwindigkeit einer Druckpulswelle
V	Volumen
\dot{V}	Volumenstrom
\bar{v}	mittlere Strömungsgeschwindigkeit

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Zeichen	Beschreibung
w	Strömungsgeschwindigkeit
x	Längenvariable
z	Höhenkoordinate
γ	Scherwinkel
$\dot{\gamma}$	Scherrate
ζ	Widerstandszahl
η	dynamische Viskosität
η'	viskose Komponente der komplexen Viskosität
η''	elastische Komponente der komplexen Viskosität
ρ	Dichte
τ	Schubspannung
φ_{12}	spezifische Dissipation
ω	Kreisfrequenz

Literaturverzeichnis

- [1] Antoni, H.; *Mechanik der Herzaktion*; In: R. F. Schmidt, G. Thews, F. Lang (Hrsg.); *Physiologie des Menschen*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 28. Auflage 2000
- [2] Busse, R.; *Gefäßsystem und Kreislaufregulation*; In: R. F. Schmidt, G. Thews, F. Lang (Hrsg.); *Physiologie des Menschen*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 28. Auflage 2000
- [3] Charm, S. E.; Kurland, G. S.; *Blood Flow and Microcirculation*; Wiley New York; 1974
- [4] Chmiel, H.; Walitza, E.; *Biologische Fluide*; In: W.-M. Kulicke (Hrsg.); *Fließverhalten von Stoffen und Stoffgemischen*; Hüthig & Wepf Verlag Basel, Heidelberg, New York; 1986
- [5] Cokelet, G. R.; *Erythrocyte mechanics and blood flow*; Kroc Foundation Series Vol. 13; Liss New York; 1980
- [6] Douglas, J.F.; Gasiorek, J.M; Swaffield, J.A; *Fluid Mechanics*; Addison Wesley Longman Limited; Harlow UK; 3rd edition 1996
- [7] Freitag L.; Montag R.; *Interventionelle Bronchologie und Angiologie*; In: N. Konietzko, H. Wendel, B. Wiesner (Hrsg.); *Erkrankungen der Lunge*; Walter de Gruyter Berlin New York; 1995
- [8] Fricke, Günther; *Analyse des pulsatilen Strömungsverhaltens im Blutkreislauf*; Georg Thieme Verlag Stuttgart; 1976
- [9] Gersten, Klaus; *Einführung in die Strömungsmechanik*; Vieweg; 6. Auflage 1991
- [10] Hadland, Peer Holger; *Experimentelle Untersuchung des Einflusses eines Aneurysmas auf den Wirkungsgrad der linken Herzkammer anhand eines strömungsmechanischen Modells*; Dissertation; Universität Essen; Strömungslehre; 1995

- [11] Josuttis, Nicolai; *Objektorientiertes Programmieren in C++*; Addison-Wesley Verlag; 2001
- [12] Lennert, Kurt A.; *Die Fistel - Diagnostik und Therapie*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 1994
- [13] Meyer, Peter; *Volumenstrommessung in Lungenfisteln anhand eines strömungsmechanischen Modells*; Studienarbeit; Universität Essen; Strömungslehre; 1997
- [14] Peters, Franz; *Gasdynamik*; Vorlesungsskript; Universität Essen; Strömungslehre; Sommersemester 2001
- [15] Schramek, Ernst-Rudolf (Hrsg.); *Recknagel Sprenger Schramek Taschenbuch für Heizung + Klimatechnik 2000*; Oldenbourg Verlag München Wien; 69. Auflage 1999
- [16] Schwirsch, Ulrike Andrea; *Arterio-venöse Lungenfisteln*; Dissertation; Universität Düsseldorf; 1970
- [17] Spurk, Joseph H.; *Strömungslehre Einführung in die Theorie der Strömungen* Springer; 4. Auflage 1996
- [18] Walitza, Eckehard; *Zum nicht-newtonschen Fließverhalten von Blut und einigen damit verbundenen Konsequenzen für laminare Strömungen*; Dissertation; Universität Stuttgart; 1990
- [19] Weiss, Ch.; Jelkmann, W.; *Funktionen des Blutes*; In: R. F. Schmidt, G. Thews, F. Lang (Hrsg.); *Physiologie des Menschen*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 28. Auflage 2000