

Reihe 17

Biotechnik/
Medizintechnik

Nr. 298

Dipl.-Ing. Sebastian Pech,
Daube

Nicht-okklusive Schlauchpumpe zum schonenden Transport von sensiblen Medien



Technische Universität Dresden
Institut für Feinwerktechnik
und Elektronik-Design
Institutsdirektor Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig

ifte

<https://doi.org/10.51204/vdi3186298171-1>

Generiert durch IP '18.219.9.91' am 13.06.2024, 03:33:55.

Das Erstellen und Weitergeben von Kopien dieses PDFs ist nicht zulässig.

Technische Universität Dresden

Nicht-okklusive Schlauchpumpe zum schonenden Transport von sensiblen Medien

Sebastian Pech

der Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik der
Technischen Universität Dresden

zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs
(Dr.-Ing.)

vorgelegte Dissertation

Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. habil. Hagen Malberg

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig
Prof. Dr.-Ing. Jürgen Legler

Beisitzer: Prof. Dr.-Ing. Andreas Richter

Tag der Einreichung: 28.01.2020

Tag der Verteidigung: 13.07.2020

Fortschritt-Berichte VDI

Reihe 17

Biotechnik/
Medizintechnik

Dipl.-Ing. Sebastian Pech,
Daube

Nr. 298

Nicht-okklusive
Schlauchpumpe zum
schonenden Transport
von sensiblen Medien



Technische Universität Dresden
Institut für Feinwerktechnik
und Elektronik-Design
Institutsdirektor Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig



Pech, Sebastian

Nicht-okklusive Schlauchpumpe zum schonenden Transport von sensiblen Medien

Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17 Nr. 298. Düsseldorf: VDI Verlag 2020.

160 Seiten, 105 Bilder, 7 Tabellen.

ISBN 978-3-18-329817-4, ISSN 0178-9600,

€ 57,00/VDI-Mitgliederpreis € 51,30.

Für die Dokumentation: Schlauchpumpe – Blutpumpe – Hämolyse – extrakorporaler Blutkreislauf – Oszillation – Schwingankerantrieb – Teilokklusion – Pulsquelle – Durchflussresistor – elektrisch-hydraulische Analogie

Diese Arbeit beschäftigt sich mit dem Entwurf eines neuartigen Pumpprinzips auf Basis einer Schlauchpumpe, welches die Förderleistung ohne vollständige Schlauchokklusion (Schlauchquetschung) erzeugt. Dadurch wird die mechanische Belastung des Fluids reduziert und somit, beispielsweise bei der Anwendung als Blutpumpe, eine verringerte Blutschädigung erreicht. Eine umlaufende exzentrische Oszillation stimuliert den Pumpenschlauch periodisch, sodass es im Schlauchinneren zu einer Volumenverdrängung und der Ausbreitung einer Pulsquelle kommt. Die aufgebaute Modellierung besteht aus einem hydraulischen Modell des Pumpprinzips, einem FEM-Modell (Finite-Elemente-Methode) und einer Mehrkörpersimulation des Schwingankerantriebs. Die Verifizierung der Simulationsmodelle erfolgt mit Hilfe eines aufgebauten Funktionsmusters anhand von Pumpenkennlinien. In einem Experiment mit Schweineblut wird gezeigt, dass das nicht-okklusive Pumpprinzip 55 % weniger Blutschädigung in Form von Hämolyse verursacht als eine vergleichbare, konventionelle Rollenpumpe.

Bibliographische Information der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliographische Daten sind im Internet unter www.dnb.de abrufbar.

Bibliographic information published by the Deutsche Bibliothek

(German National Library)

The Deutsche Bibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliographie (German National Bibliography); detailed bibliographic data is available via Internet at www.dnb.de.

© VDI Verlag GmbH · Düsseldorf 2020

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe (Fotokopie, Mikrokopie), der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, im Internet und das der Übersetzung, vorbehalten.

Als Manuskript gedruckt. Printed in Germany.

ISSN 0178-9600

ISBN 978-3-18-329817-4

<https://doi.org/10.51202/9783186298171-I>

Generiert durch IP '18.219.9.91', am 03.06.2024, 03:33:55.

Das Erstellen und Weitergeben von Kopien dieses PDFs ist nicht zulässig.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist während meiner Tätigkeit am Institut für Feinwerktechnik und Elektronik-Design (IFTE) der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität Dresden entstanden und fasst die Inhalte meiner wissenschaftlichen Arbeit auf dem Gebiet der Schlauchpumpen zusammen.

Zuerst möchte ich Herrn Professor Dr.-Ing. habil. Jens Lienig für die Betreuung meiner Promotion und die Möglichkeit, meine Arbeit am IFTE durchzuführen, danken. Außerdem danke ich Herrn Professor Dr.-Ing. Jürgen Legler von der Jade Hochschule Wilhelmshaven herzlich für das Verfassen des Zweitgutachtens. Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor em. Dr.-Ing. habil. Dr. h.c. Werner Krause vom IFTE für sein Engagement, mein Manuskript in Bezug auf Rechtschreibung, Grammatik und Ausdruck zu korrigieren. Außerdem danke ich Herrn Professor Dr.-Ing. habil. Hagen Malberg vom Institut für Biomedizinische Technik für die Übernahme des Vorsitzes und Herrn Professor Dr.-Ing. Andreas Richter für den Beisitz meines Promotionsverfahrens.

Weiterer Dank gilt dem Europäischen Sozialfonds (ESF) und dem Freistaat Sachsen für die Vergabe und den freundlichen Mitarbeitern des European Project Center für die Verwaltung meines ESF-Promotionsstipendiums. Außerdem danke ich der Technischen Universität Dresden für die Vergabe eines Überbrückungsstipendiums.

Ein herzlicher Dank gebührt meinem ehemaligen Kollegen vom IFTE Herrn PD Dr.-Ing. Thomas Nagel, welcher mich zusammen mit Frau Dr.-Ing. Christine Thiele vom Institut für Biomedizinische Technik auf mein späteres Arbeitsgebiet der alternativen Pumpprinzipie aufmerksam gemacht hat. Des Weiteren danke ich Frau Susanne Kromnik vom Institut für Biomedizinische Technik, welche mir zusammen mit Frau Dr.-Ing. Thiele die Blutschädigungsuntersuchung ermöglicht hat.

Das freundliche Personal der Präzisionswerkstatt stand mir bei der praktischen Umsetzung meiner Konstruktionen stets hilfreich zur Seite. Dafür möchte ich mich besonders bei Michael Löper und Uwe Bressel bedanken, von denen ich sehr viel gelernt habe.

Die Arbeit an meinem Promotionsthema war mit einer bergigen Wanderung zu vergleichen, in der es hinter jedem Gipfel etwas Neues zu erkunden gab. Auf meinem Weg durch das Promotionsgebirge hatte ich täglich liebe Menschen um mich herum, die mich in den Tälern motiviert haben, die nächsten Anstiege zu erklimmen, mit denen ich aber vor allem die schönen Aussichten von den Gipfeln genießen konnte. Deshalb möchte ich als erstes meinem Kollegen, fachlichem Mentor und Bergführer im Promotionsgebirge Dr.-Ing. René Richter für die vielen fach-

lichen Diskussionen über die Funktionsweise des Pumpprinzips und die finanzielle Unterstützung danken. Außerdem gehörten Dr.-Ing. Annekathrin Päßler, Richard Günter, Iris Bönisch, Dr.-Ing. Jens Schirmer und nicht zuletzt Ariane Franze zu meinen treuen Wegbegleitern. Dafür danke ich euch sehr. In den Wanderpausen hatte ich stets meine Kommilitonen Martin Schubert, Steve Bigalke, Lukas Lorenz und Tim Hälsig um mich. Es war immer schön, während der Mittagsrunde im genau getaktetem zeitlichen Rahmen mit euch über den Klatsch und Tratsch des Campuslebens zu diskutieren.

Während meiner wissenschaftlichen Arbeit fand ich auch unter meinen Studenten viel Unterstützung. Dabei möchte ich mich besonders bei meinem Diplomanden Heiko Rathmann bedanken. Während des einen oder anderen Kaffees haben wir die Phänomene der Pulswellenausbreitung in ihrer natürlichen Lebensumgebung erörtert und konnten dabei so manches Problem mit einer Spritze und einer Kulifeder lösen.

Ein besonderer Dank gilt meiner Freundin, die mir stets zum richtigen Zeitpunkt Denkanstöße gegeben hat, welche mich sowohl fachlich als auch zwischenmenschlich voran gebracht haben.

Für Ablenkung am Wochenende, immer leckere Mahlzeiten und Ausarbeitung auf dem Lande danke ich meinen Eltern, meiner Schwester mit ihrem Mann und besonders meinen Neffen Elias und Luis. Mit euch beiden kann man wunderbar rumtoben.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-------------|
| Symbolverzeichnis | VIII |
| Abkürzungsverzeichnis | XV |
| Kurzfassung | XVI |
| Abstract | XVII |
| 1 Einleitung | 1 |
| 2 Stand der Technik | 3 |
| 2.1 Klassifizierung von Pumpen | 3 |
| 2.1.1 Hydrodynamische Pumpen | 3 |
| 2.1.2 Hydrostatische Pumpen | 4 |
| 2.2 Schlauchpumpen | 6 |
| 2.2.1 Aufbau und Funktionsweise | 6 |
| 2.2.2 Okklusion | 7 |
| 2.2.3 Besondere Merkmale | 8 |
| 2.2.4 Anwendungsgebiete | 9 |
| 2.3 Blutpumpen | 10 |
| 2.3.1 Typische Anwendungsgebiete | 10 |
| 2.3.2 Bluteigenschaften | 12 |
| 2.3.3 Blutschädigungsmechanismen | 14 |
| 2.3.4 Spezielle Anforderungen an Blutpumpen | 16 |
| 2.3.5 Herkömmliche Blutpumpen | 16 |
| 2.4 Alternative Schlauchpumpprinzipie | 18 |
| 2.4.1 Impedanzpumpe | 19 |
| 2.4.2 <i>Druschke</i> -Pumpe | 20 |
| 2.5 Zusammenfassung | 22 |
| 3 Präzisierung der Aufgabenstellung | 24 |
| 4 Entwicklung eines Lösungsansatzes | 26 |
| 4.1 Funktionsstruktur | 26 |
| 4.2 Lösungsansatz | 27 |
| 4.2.1 Pumpprinzip | 27 |
| 4.2.2 Oszillationserregung | 32 |
| 4.3 Zusammenfassung | 34 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 5 | Theoretische Betrachtungen zum Pumpprinzip | 36 |
| 5.1 | Theoretische Vorbetrachtungen | 36 |
| 5.1.1 | Pumpeneinheit | 36 |
| 5.1.2 | Pumpmedium | 37 |
| 5.1.3 | Schlaucheigenschaften | 38 |
| 5.2 | Elektrisches Ersatzschaltbild | 47 |
| 5.2.1 | Beschreibung der elektrisch-hydraulischen Analogie | 47 |
| 5.2.2 | Elektrisches Ersatzschaltbild der Pumpe | 48 |
| 5.2.3 | Charakteristische Druck-Volumenstrom-Kennlinie | 49 |
| 5.3 | Durch Teilokklusion theoretisch erzeugter Volumenstrom Q_{disp} | 51 |
| 5.4 | Bestimmung geometrischer Parameter zur Auslegung der Pumpeneinheit | 53 |
| 5.5 | Aufbau der hydraulischen Modellierung des Pumpprinzips | 56 |
| 5.5.1 | Volumenverdrängung | 58 |
| 5.5.2 | Rückfluss | 58 |
| 5.5.3 | Resistor | 59 |
| 5.5.4 | Randbedingungen | 62 |
| 5.6 | Grundsätzliches Verhalten des hydraulischen Modells | 62 |
| 5.6.1 | Volumenstrom | 63 |
| 5.6.2 | Resistor | 63 |
| 5.6.3 | Druck-Volumenstrom-Kennlinie | 65 |
| 5.7 | Zusammenfassung | 66 |
| 6 | Entwurf eines Aktors zum Betreiben der Pumpe | 68 |
| 6.1 | Gesamtsystem | 69 |
| 6.2 | Antriebseinheit | 69 |
| 6.2.1 | Elektromechanischer Wandler | 69 |
| 6.2.2 | Ansteuerung | 70 |
| 6.2.3 | FEM-Simulation | 71 |
| 6.3 | Kopplung | 75 |
| 6.4 | Pumpeneinheit | 77 |
| 6.4.1 | Schlauchwiderlager und Koppelglied | 77 |
| 6.4.2 | Resistor | 78 |
| 6.5 | Mehrkörpersimulation | 79 |
| 6.5.1 | Aufbau des MKS-Modells | 79 |
| 6.5.2 | Mechanische Last | 81 |
| 6.5.3 | Schwingungsverhalten des Schwingankerantriebs | 83 |
| 6.5.4 | Auslegung des Schwingankerantriebs | 84 |
| 6.5.5 | Ergebnisse | 85 |
| 6.6 | Zusammenfassung | 88 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 7 | Experimentelle Untersuchungen | 90 |
| 7.1 | Verifizierung Mehrkörpersimulation | 90 |
| 7.1.1 | Lastkraft | 90 |
| 7.1.2 | Messung der Trajektorie | 92 |
| 7.1.3 | Frequenzverhalten | 94 |
| 7.2 | Verifizierung hydraulisches Modell..... | 96 |
| 7.2.1 | Genereller Messaufbau..... | 97 |
| 7.2.2 | Transientes Modellverhalten..... | 98 |
| 7.2.3 | Druck-Volumenstrom-Kennlinie | 101 |
| 7.2.4 | Fluss bei hydraulischem Kurzschluss Q_{max} | 103 |
| 7.2.5 | Frequenzverhalten des Resistors | 104 |
| 7.3 | Pulswelle | 106 |
| 7.4 | Kennlinienfeld der nicht-okklusiven Schlauchpumpe | 109 |
| 7.5 | Betriebsarten | 109 |
| 7.5.1 | Kontinuierlicher Betrieb..... | 110 |
| 7.5.2 | Pulsatiler Betrieb..... | 111 |
| 7.6 | Untersuchung der Blutschädigung | 112 |
| 7.6.1 | Versuchsaufbau | 112 |
| 7.6.2 | Versuchsdurchführung | 114 |
| 7.6.3 | Messung der Hämolyse | 114 |
| 7.6.4 | Ergebnisse | 115 |
| 7.7 | Zusammenfassung..... | 118 |
| 8 | Richtlinien für den Entwurf einer nicht-okklusiven Schlauchpumpe | 120 |
| 9 | Gesamtzusammenfassung und Ausblick | 122 |
| 9.1 | Gesamtzusammenfassung | 122 |
| 9.2 | Ausblick | 125 |
| | Glossar | 128 |
| | Anhang A: Herleitung der Schlauchquerschnittsfläche | 129 |
| | Anhang B: Herleitung Volumenstrom durch Teilokklusion | 131 |
| | Anhang C: Umformung der Schlauchrückstellkräfte | 134 |
| | Literaturverzeichnis | 136 |

Symbolverzeichnis

| Symbol | Benennung | Einheit |
|-----------------------------|--|---------------------|
| α | Eingriffswinkel der Schlauchpumpe | Grad |
| $\dot{\gamma}$ | Schergeschwindigkeit | s ⁻¹ |
| δ_Q | Ungleichförmigkeit des Volumenstromes | % |
| $\Delta\varphi$ | Phasenverschiebung | Grad |
| $\Delta\varphi_1$ | Phasenverschiebung, Pulsquelle-Koppelglied | Grad |
| $\Delta\varphi_2$ | Phasenverschiebung, Pulsquelle-Resistor | Grad |
| $\Delta\varphi_3$ | Phasenverschiebung, Resistor-Koppelglied | Grad |
| ΔF_{tube} | Kraftänderung | N |
| Δl | Länge Messstrecke | m |
| $\Delta l/l_0$ | relative Dehnung | % |
| Δp | Druckänderung, Druckdifferenz | Pa, mmHg |
| Δs | dynamischer Anteil Schlauchquetschung | m, mm |
| Δt | Zeitintervall, Zeiteinheit | s |
| ΔV | Volumenänderung | m ³ , ml |
| Δx | dynamische Auslenkung des Koppelgliedes in x -Richtung | m, mm |
| Δy | dynamische Auslenkung des Koppelgliedes in y -Richtung | m, mm |
| η | dynamische Viskosität | mPa·s |
| $\eta_{\text{H}_2\text{O}}$ | dynamische Viskosität Wasser | mPa·s |
| ϑ | Temperatur | °C |
| ρ | radiale Auslenkung des Schwingankers | m, mm |

| | | |
|-----------------------------|---|-----------------------------------|
| $\rho_{\text{H}_2\text{O}}$ | Dichte Wasser | kg/m ³ |
| τ | Scherspannung | Pa |
| φ | Umlaufwinkel der Oszillation | Grad |
| ω | Wanderfeldwinkel | Grad |
| a | Kantenlänge Ersatzrechteck Schlauchverformung, vertikal | m, mm |
| A | Querschnittsfläche, Wirkfläche | m ² , mm ² |
| A_{tube} | Schlauchquerschnittsfläche, innen | m ² , mm ² |
| $A_{\text{tube, min}}$ | minimale Schlauchquerschnittsfläche, innen | m ² , mm ² |
| $A_{\text{tube,p}}$ | projizierte Schlauchquerschnittsfläche, innen | m ² , mm ² |
| A_{res} | Wirkfläche Resistor | m ² , mm ² |
| A_{stat} | Schlauchquerschnittsfläche, statischer Anteil bei Teilokklusion | m ² , mm ² |
| $A_{\text{stat,p}}$ | projizierte Schlauchquerschnittsfläche, statischer Anteil bei Teilokklusion | m ² , mm ² |
| b | Kantenlänge Ersatzrechteck Schlauchverformung, horizontal | m, mm |
| C | Compliance | m ³ /Pa, ml/bar |
| C_{el} | elektrische Kapazität | F |
| C_{hy} | hydraulische Kapazität | m ³ /Pa, ml/bar |
| C_{i} | hydraulische Kapazität, Rückflusselement | m ³ /Pa, ml/bar |
| C_{l} | hydraulische Kapazität, Schlauch ausgangsseitig | m ³ /Pa, ml/bar |
| C_{res} | hydraulische Kapazität, Resistor | m ³ /Pa, ml/bar |
| c_{s} | Federsteife Resistorfeder | N/m |
| C_{tube} | Compliance des Pumpenschlauches | m ³ /Pa, ml/bar |
| C'_{tube} | längenbezogene Compliance des Pumpenschlauches | m ³ /Pa/m, ml/bar/m |

| | | |
|-----------------------|--|-----------|
| $c_{\text{tube,s}}$ | Ersatzfedersteife, quasi-statisch | N/m, N/mm |
| $c_{\text{tube,d}}$ | Ersatzfedersteife, dynamisch | N/m, N/mm |
| $c_{\text{tube,d,l}}$ | Ersatzfedersteife, dynamisch, Lastkraft in Pumpeneinheit | N/m, N/mm |
| d | Dämpfungskonstante | N·s/m |
| d_h | hydraulischer Ersatzdurchmesser | m, mm |
| d_i | Durchmesser des Rückflusselements | m, mm |
| d_r | Durchmesser Biegestab | m, mm |
| d_s | Wegelement | m, mm |
| $d_{\text{tube,i}}$ | Schlauchinnendurchmesser | m, mm |
| E_r | Elastizitätsmodul Biegestab | Pa |
| E_{tube} | Elastizitätsmodul Schlauchmaterial | Pa |
| $E_{\text{tube,max}}$ | maximales Elastizitätsmodul Schlauchmaterial | Pa |
| $E_{\text{tube,min}}$ | minimales Elastizitätsmodul Schlauchmaterial | Pa |
| \vec{e}_x | Einheitsvektor in x -Richtung | |
| \vec{e}_y | Einheitsvektor in y -Richtung | |
| f | Erregungsfrequenz, Oszillationsfrequenz | Hz |
| F | Kraft, Kraftbetrag | N |
| \mathbf{F} | Kraftvektor Reluktanzkraft | N |
| f_1 | Grundschwingungsfrequenz (erste Eigenfrequenz) | Hz |
| f'_1 | Grundschwingungsfrequenz (erste Eigenfrequenz), gemessen | Hz |
| f_2 | erste Oberschwingungsfrequenz (zweite Eigenfrequenz) | Hz |
| f'_2 | erste Oberschwingungsfrequenz (zweite Eigenfrequenz), gemessen | Hz |
| F_{back} | Rückstellkraft Biegestab | N |

| | | |
|---------------------|---|--------------------------------------|
| f_c | Grenzfrequenz | Hz |
| $f_{e, \text{res}}$ | Eigenfrequenz Resistor | Hz |
| fHb | Masseanteil freies Plasmahämoglobin pro Plasmavolumen | mg/dl |
| F_I | Lastkraftvektor in Pumpeneinheit | N |
| $F_{I,x}$ | x -Komponente Lastkraft in Pumpeneinheit | N |
| $F_{I,y}$ | y -Komponente Lastkraft in Pumpeneinheit | N |
| f_{max} | maximale Oszillationsfrequenz | Hz |
| F_{tube} | Rückstellkraft Schlauch | N |
| $F_{\text{tube},I}$ | Rückstellkraft Schlauch in Pumpeneinheit | N |
| F_x | x -Komponente Kraftvektor | N |
| $F_{x,\text{max}}$ | Maximalwert der x -Komponente Kraftvektor | N |
| F_y | y -Komponente Kraftvektor | N |
| Hct | Hämatokritgehalt | % |
| I | elektrische Stromstärke | A |
| I_{peak} | Spitzenwert elektrische Stromstärke | A |
| l | Länge | m |
| l_1 | Länge unteres Segment Biegestab | m, mm |
| l_2 | Länge oberes Segment Biegestab | m, mm |
| L | hydraulische Induktivität | Pa/(m ³ /s ²) |
| L_{hy} | hydraulische Induktivität | Pa/(m ³ /s ²) |
| l_i | Länge des Rückflusselements | m, mm |
| L_i | hydraulische Induktivität, Rückflusselement | Pa/(m ³ /s ²) |
| L_l | hydraulische Induktivität, Schlauch ausgangsseitig | Pa/(m ³ /s ²) |
| $l_{s,0}$ | Länge Resistorfeder entspannt | m, mm |

| | | |
|------------|---|---------------------------|
| $l_{s,op}$ | Länge Resistorfeder im Arbeitspunkt | m, mm |
| M_1 | Lastmoment in Pumpeneinheit | Nm |
| m_{res} | Masse bewegte Resistorelemente | kg, g |
| n | natürliche Zahl | |
| NIH | Normierter Hämolyseindex | g/100 l |
| n_r | Rotordrehzahl | 1/min, Hz |
| o | relative Okklusion | % |
| p | Druck | Pa, mbar, mmHg |
| p_0 | Normaldruck | Pa |
| p_1, p_2 | gemessener Druck | Pa |
| p_{back} | Gegendruck | Pa |
| p_{max} | maximaler Druck | Pa |
| p_{min} | minimaler Druck | Pa |
| p_{out} | Druck am Pumpenausgang | Pa |
| p_Q | durch Volumenverdrängung erzeugter Druckunterschied | Pa |
| Q | Volumenstrom, Fluss | m ³ /s, ml/min |
| Q_{back} | Rückfluss | m ³ /s, ml/min |
| Q_{disp} | durch Verdrängung erzeugter Volumenstrom | m ³ /s, ml/min |
| Q_{in} | Volumenstrom eingangsseitig | m ³ /s, ml/min |
| Q_{osc} | oszillierender Volumenstromanteil | m ³ /s, ml/min |
| Q_{out} | Volumenstrom ausgangsseitig | m ³ /s, ml/min |
| Q_m | mittlerer Volumenstrom | m ³ /s, ml/min |
| Q_{max} | maximaler Volumenstrom | m ³ /s, ml/min |
| Q_{min} | minimaler Volumenstrom | m ³ /s, ml/min |

| | | |
|----------------------|--|--|
| Q_{peak} | Spitzenwert des Volumenstromes | m^3/s , ml/min |
| R | hydraulischer Widerstand | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| r_c | Radius Koppelglied | m , mm |
| r_c° | winkelabhängiger Radius Koppelglied | m , mm |
| R_{el} | elektrischer Widerstand | Ω |
| r_h | Radius Widerlager | m , mm |
| R_{hy} | hydraulischer Widerstand | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| r_i | Radius Integrationsweg | m , mm |
| R_i | hydraulischer Innenwiderstand | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| R_i° | wirksamer hydraulischer Innenwiderstand | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| R_l | hydraulischer Widerstand, Schlauch | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| R_{load} | hydraulischer Lastwiderstand | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| r_{osc} | radiale Oszillationsamplitude | m , mm , μm |
| $r_{\text{osc,m}}$ | radiale Oszillationsamplitude, Mittelwert | m , mm |
| $r_{\text{osc,max}}$ | radiale Oszillationsamplitude, Maximalwert | m , mm |
| $r_{\text{osc,min}}$ | radiale Oszillationsamplitude, Minimalwert | m , mm |
| R_{res} | hydraulischer Widerstand, Resistor | $\text{Pa}/(\text{m}^3/\text{s})$ |
| r_w | mittlerer Radius der Schlauchwindung | m , mm |
| s | Schlauchquetschung | m , mm |
| s_{op} | Arbeitspunkt der Schlauchquetschung | m , mm |
| t | Zeit, Zeitpunkt | s |
| t_{sim} | Simulationszeit | s |
| u | Umfang | m , mm |
| U | elektrische Spannung | V |

| | | |
|----------------------|--|---------------------|
| $u_{\text{tube},i}$ | innerer Umfang des Schlauchquerschnitts | m, mm |
| v_{disp} | Relativgeschwindigkeit zwischen Koppelglied und Pumpmedium | m/s |
| V | Volumen | m ³ , ml |
| V_b | Blutvolumen | m ³ , l |
| v_{pulse} | Pulswellengeschwindigkeit | m/s |
| V_{rev} | Verdrängungsvolumen pro Umdrehung | m ³ , ml |
| V_r | Eintauchvolumen | m ³ , ml |
| w_g | Nutbreite im Betrieb | m, mm |
| $w_{g,i,\text{min}}$ | minimale Breite Spaltöffnung des Pumpenschlauches im Betriebszustand | m, mm |
| w_{g0} | Nutbreite im Ruhezustand | m, mm |
| w_{gap} | Restspalt infolge der Teilokklusion | m, mm |
| w_{max} | maximale Schlauchbreite | m, mm |
| w_{min} | minimale Schlauchbreite | m, mm |
| w_{op} | Schlauchbreite im Arbeitspunkt | m, mm |
| w_{res} | Schlauchbreite bzw. Spaltbreite | m, mm |
| w_{tube} | Schlauchwanddicke | m, mm |
| x | x-Komponente, Weg | m, mm |
| x_d | x-Komponente, Verschiebung Koppelglied | m, mm |
| y | y-Komponente, Weg | m, mm |
| y_d | y-Komponente, Verschiebung Koppelglied | m, mm |
| z | Rollenanzahl | |

Abkürzungsverzeichnis

| Abkürzung | Bedeutung |
|------------------|-------------------------------------|
| CFD | Computational Fluid Dynamics |
| ECLS | Extracorporeal Life Support |
| ECMO | Extracorporeal Membrane Oxygenation |
| FEM | Finite-Elemente-Methode |
| HLM | Herz-Lungen-Maschine |
| MKS | Mehrkörpersimulation |
| PVC | Polyvinylchlorid |
| TAH | Total Artificial Heart |
| VAD | Ventricular Assist Device |
| WHF | Weithalsflasche |

Kurzfassung

Das Ziel dieser Arbeit ist der Entwurf eines neuartigen Pumpprinzips auf Basis einer Schlauchpumpe, welches die Förderleistung ohne vollständige Schlauchokklusion (Schlauchquetschung) erzeugt. Dadurch wird die mechanische Belastung des Fluids reduziert und somit, beispielsweise bei der Anwendung als Blutpumpe, eine verringerte Blutschädigung erreicht.

Im Gegensatz zu konventionellen Schlauchpumpen, welche nach dem Verdrängerprinzip und fast ausschließlich mit vollständiger Okklusion arbeiten, ermöglicht das neuartige Pumpprinzip infolge der Teilokklusion einen Rückfluss im Pumpenschlauch. Dies führt zu einem Widerspruch zwischen der zu erbringenden hydraulischen Leistung und der Reduzierung der mechanischen Belastung des Fluids. Dieser Widerspruch kann durch eine Vergrößerung des wirksamen hydraulischen Innenwiderstands mit Hilfe eines dynamischen Durchflussresistors am Pumpenausgang gelöst werden. Ein Schwingankerantrieb stellt die für das Pumpprinzip benötigte umlaufende exzentrische Oszillation bereit und stimuliert dadurch den Pumpenschlauch periodisch.

Die Modellierung des betrachteten Pumpprinzips besteht aus mehreren Teilmodellen. Das durch Nutzung der elektrisch-hydraulischen Analogie aufgebaute hydraulische Ersatzschaltbild besteht aus Volumenstromquelle, Rückflusswiderstand und druckabhängigem Durchflusswiderstand am Pumpenausgang. Ein mit einer FEM-Simulation (Finite-Elemente-Methode) des elektromechanischen Wandlers gekoppeltes MKS-Modell (Mehrkörpersimulation) ermöglicht die Dimensionierung des Schwingankerantriebs und die Vorhersage der auftretenden Oszillationsfrequenzen und -amplituden zum Stimulieren des Pumpenschlauches.

Im experimentellen Teil der Arbeit erfolgt die Verifizierung der Simulationsmodelle mit Hilfe eines aufgebauten Funktionsmusters anhand von Pumpenkennlinien und transienten Signalen. Mit Hilfe eines Phasendiagramms werden außerdem die komplexen Zusammenhänge der Funktionsweise des Pumpprinzips, bestehend aus Schlauchstimulation, Pulswellenausbreitung und dynamischem Verhalten des Durchflussresistors veranschaulicht. Ein weiteres Experiment mit Schweineblut zeigt, dass das nicht-okklusive Pumpprinzip 55 % weniger Blutschädigung in Form von Hämolyse verursacht als eine vergleichbare, normalerweise benutzte konventionelle Rollenpumpe.

Als Abschluss der Arbeit werden Richtlinien für den Entwurf einer nicht-okklusiven Schlauchpumpe formuliert, welche, zusammen mit den erarbeiteten Simulationsmodellen, als Entwurfswerkzeug für die Dimensionierung zukünftiger Pumpen nutzbar sind.

Abstract

The aim of this thesis is the design of a novel pumping principle based on a peristaltic pump that generates a flow without complete tube occlusion. This decreases the mechanical stress on the transported fluid and can, for example, reduce red blood cell damage when used as a blood pump.

The new principle enables a backflow inside the tube because of the partial occlusion. This is in contrast to conventional peristaltic pumps, which work according to the displacement principle and almost exclusively with complete occlusion. Obviously, there is a contradiction between a high hydraulic power and the reduction of the mechanical stress on the fluid. This contradiction can be solved by increasing the effective hydraulic internal resistance by means of a dynamic flow resistor at the pump outlet. An electrical motor with oscillatory motion provides the circumferential eccentric oscillation to drive the pump by periodically stimulating the tube.

The modelling of the pumping principle consists of several submodels. The first one is an equivalent circuit diagram, built up by using the electro-hydraulic analogy, and consisting of volume flow source, return flow resistance and pressure-dependent flow resistance at the pump outlet. A multibody simulation (MBS) model coupled with a finite element analysis of the electromechanical converter allows dimensioning of the actuator for the generation of required oscillation frequencies and amplitudes used to stimulate the pump tube.

In the last part of this thesis, the simulation models are verified by experiments with a functional model of the pump using performance curves and transient signals. A phase diagram illustrates the complex interrelations of tube stimulation, pulse wave propagation, and dynamic behaviour of the flow resistor. In an experiment with pig blood, it can be shown that the non-occlusive pumping principle causes 55 % less blood damage in form of hemolysis than a comparable, normally used, conventional roller pump.

Finally, this thesis provides guidelines for the design of non-occlusive peristaltic pumps. In combination with the developed simulation models, they can be used as a design tool for such pumps.

