

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

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

ifte

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 – Pulswelle – 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 Pulswelle 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

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, Pulswelle-Koppelglied	Grad
$\Delta\varphi_2$	Phasenverschiebung, Pulswelle-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

ρ_{H_2O}	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
$A_{tube, min}$	minimale Schlauchquerschnittsfläche, innen	m ² , mm ²
$A_{tube,p}$	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
$A_{stat,p}$	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

$c_{tube,s}$	Ersatzfedersteife, quasi-statisch	N/m, N/mm
$c_{tube,d}$	Ersatzfedersteife, dynamisch	N/m, N/mm
$c_{tube,d,l}$	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
$d_{tube,i}$	Schlauchinnendurchmesser	m, mm
E_r	Elastizitätsmodul Biegestab	Pa
E_{tube}	Elastizitätsmodul Schlauchmaterial	Pa
$E_{tube,max}$	maximales Elastizitätsmodul Schlauchmaterial	Pa
$E_{tube,min}$	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^\dagger	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^\dagger	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	Rollenzahl	

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.

