

Nicht-okklusives Schlauchpumpenprinzip zum Fördern von sensiblen Medien

Sebastian Pech Dipl.-Ing.¹, René Richter Dr.-Ing.¹ und Jens Lienig Prof. Dr.-Ing. habil.¹

¹ Institut für Feinwerktechnik und Elektronik-Design, www.ifte.de, Technische Universität Dresden, Helmholtzstraße 18, 01062 Dresden

Für das Fördern von sensiblen Medien, wie z. B. Blut, werden spezielle Anforderungen an die eingesetzten Pumpen gestellt. Ein neuartiges Schlauchpumpenprinzip ermöglicht einen schonenden Fluidtransport, indem der Pumpenschlauch während des Betriebs nicht vollständig verschlossen wird.

In der modernen Medizin werden extrakorporale Blutpumpen zum Betreiben von Lebensunterstützungssystemen und Organperfusionssystemen eingesetzt. Für den Antrieb dieser Kreisläufe finden häufig Rollenpumpen Verwendung, welche zur Gruppe der Schlauchpumpen gehören. Bei Schlauchpumpen kommt es infolge der vollständigen Schlauchquetschung (Okklusion) zu einer starken mechanischen Belastung des Pumpmediums. Dies hat im Falle von Blut eine Zerstörung der roten Blutkörperchen (Erythrozyten) zur Folge, was als Hämolyse bezeichnet wird. Aus diesem Grund ist die maximale Anwendungsdauer extrakorporaler Blutkreisläufe und damit auch die Therapiezeit begrenzt.

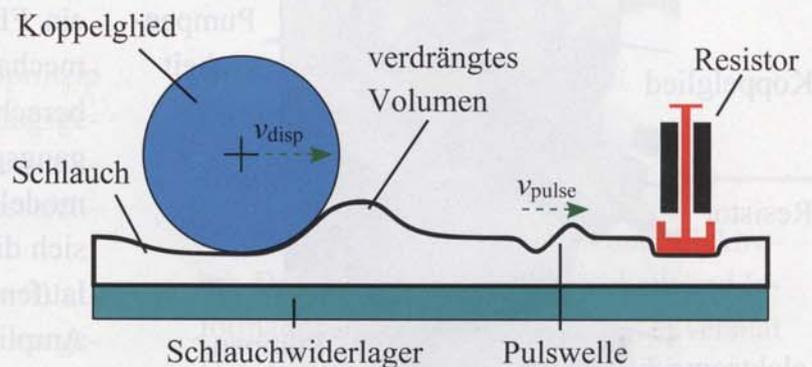
Nicht-okklusives Pumpprinzip sorgt für schonenden Fluidtransport

Konventionelle Schlauchpumpen arbeiten nach dem Verdrängerprinzip und fördern das Volumen peristaltisch, indem der Pumpenschlauch vollständig okkludiert wird. Im Gegensatz dazu arbeitet das vorgestellte neuartige Schlauchpumpenprinzip nicht-okklusiv. Das bedeutet, dass der Pumpenschlauch während des Betriebs nicht vollständig verschlossen wird. Mit Hilfe dieses Ansatzes können die auf das Pumpmedium

wirkenden mechanischen Belastungen deutlich reduziert werden. Aufgrund des Restspaltes und dem damit verbundenen Rückfluss unterscheidet sich das nicht-okklusive Pumpprinzip grundlegend von dem Prinzip herkömmlicher Schlauchpumpen.

Volumenverdrängung und Pulswellenausbreitung innerhalb der nicht-okklusiven Schlauchpumpe

Eine exzentrisch umlaufende Oszillation des Koppelgliedes stimuliert den Pumpenschlauch. Infolgedessen findet im Schlauch eine Volumenverdrängung [1] in Kombination mit der Ausbreitung einer Pulswelle statt. Während sich das von der Oszillation



Das Pumpprinzip der nicht-okklusiven Schlauchpumpe beruht auf einer Kombination aus Volumenverdrängung und Pulswellenausbreitung.

verdrängte Volumen mit der Geschwindigkeit v_{disp} bewegt, breitet sich die Pulswelle mit der Geschwindigkeit v_{pulse} aus. Die Pulswellengeschwindigkeit v_{pulse} entspricht der spezifischen Ausbreitungsgeschwindigkeit, mit der sich Druckwellen innerhalb des Pumpenschlauches bevorzugt ausbreiten. Es handelt es dabei sich also um eine Art Eigenfrequenz des Schlauchsystems.

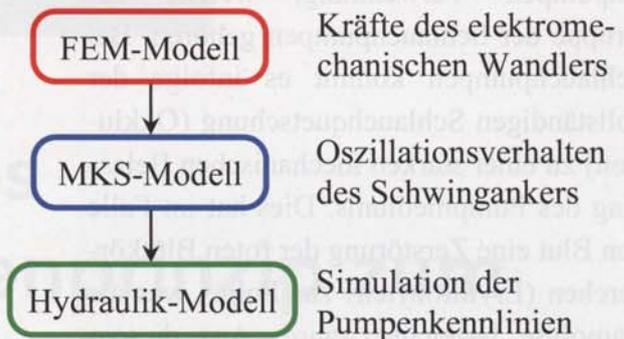
Durchflussresistor sorgt für gerichteten Volumenstrom

Bedingt durch die Teilokklusion des Pumpenschlauches tritt im Schlauchinneren ein Rückfluss durch den verbleibenden Restspalt auf. Zum Erzeugen des benötigten gerichteten Volumenstromes ist am Pumpenausgang eine dynamische Drosselvorrichtung [2] notwendig. Zu diesem Zweck befindet sich am Ende der Schlauchwindung ein dynamischer Durchflussresistor. Dieser wirkt passiv auf den Pumpenschlauch ein und verändert den Durchflusswiderstand in Abhängigkeit des im Schlauch herrschenden Drucks. Angeregt von der Pulswelle bildet der Resistor mit der Schlauchwindung einen Resonanzkreis. Für den Fall

$v_{pulse} > v_{disp}$ eilt die Pulswelle dem verdrängten Volumen voraus. Auf diese Weise kann der Druckimpuls der Pulswelle den Resistor auslenken. In Folge dessen weitet sich die Schlauchquerschnittsfläche am Resistor, sodass das verdrängte Volumen den Resistor mit geringen Verlusten passieren kann.

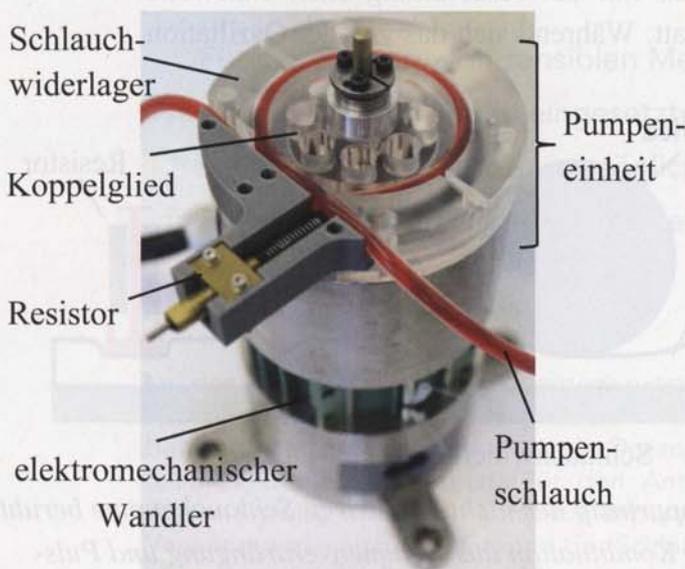
Mehrstufige Simulation zum Modellieren der Pumpe

Zum Betreiben des Pumpprinzips findet ein Schwingankerantrieb [3] mit elektromechanischem Wandler Verwendung. Mit dessen Hilfe lässt sich die benötigte exzentrisch umlaufende Oszillation erzeugen. Für die Dimensionierung der nicht-okklusiven Schlauchpumpe dient ein drei-stufiges Simulationsmodell [1].



Eine dreistufige Simulation erlaubt ein zielgerichtetes Dimensionieren der Pumpe.

Die erste Stufe des Gesamtmodells bildet ein FEM-Modell, welches die im elektromechanischen Wandler erzeugten Kräfte berechnet. Diese Kräfte dienen als Eingangsgröße eines Mehrkörpersimulationsmodells (MKS-Modell), mit dessen Hilfe sich die Amplitude r_{osc} der exzentrisch umlaufenden Oszillation ermitteln lässt. Diese Amplitude bildet zusammen mit der Geometrie der Pumpeneinheit und des verwendeten Schlauches die Grundlage für das hydraulische Modell der Pumpe. Durch Kombination der drei Teilmodelle kann ab-

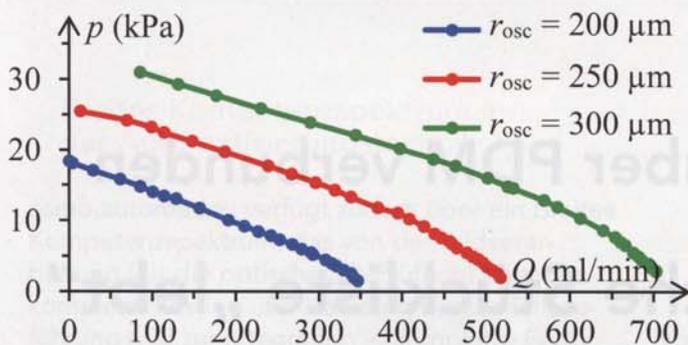


Nicht-okklusive Schlauchpumpe mit integriertem Schwingankerantrieb.

schließlich die Dimensionierung des beschriebenen Resonanzkreises durchgeführt werden.

Breiter Einsatzbereich aufgrund sehr guter Steuereigenschaften

Das gemessene Kennlinienfeld der nicht-okklusiven Schlauchpumpe zeigt, dass die Oszillationsamplitude r_{osc} sehr gut für die Steuerung der Pumpe geeignet ist. Durch eine Modulation von r_{osc} lässt sich außerdem eine gezielte Volumenstrompulsation, beispielsweise zum Nachbilden eines künstlichen Herzschlages, erzeugen. Ein weiterer Vorteil des nicht-okklusiven Pumpprinzips ist die praktisch nicht vorhandene Pulsation des Volumenstromes im kontinuierlichen Betrieb. Außerdem ist mit Hilfe des aufgebauten Simulationsmodells eine Skalierung des Pumpenaufbaus möglich.



Das gemessene Kennlinienfeld der nicht-okklusiven Schlauchpumpe bei einer Oszillationsfrequenz $f = 100 \text{ Hz}$.

Aus diesen Gründen kann das Pumpprinzip für viele verschiedenen Anwendungsgebiete, wie z. B. Medizintechnik, Lebensmittelindustrie, Labortechnik und Prozesstechnik, genutzt werden.

Erste Experimente zur verursachten Blutschädigung zeigen, dass die hier vorgestellte nicht-okklusive Schlauchpumpe ca. 55 % weniger Hämolyse als eine vergleichbare konventionelle Rollenpumpe verursacht. Nach einer Verifizierung dieses

Ergebnisses in einer Studie kann die Pumpentechnologie für die Anwendung als Blutpumpe weiterentwickelt werden.

Literatur

- [1] Pech, S. et al.: Multibody Simulation of an Electromagnetic Actuator for a Gentle Blood Pump Mechanism. Proc. of the 4th World Congress on Electrical Engineering and Computer Systems and Science (EECSS'18), Madrid, 21 - 23 August 2018, ISBN: 978-1-927877-49-4, DOI: 10.11159/icbes18.110.
- [2] Patentanmeldung Aktenzeichen DPMA: 10 2019 102 432.3 (2019-01-31) Schlauchpumpe. Pech, S.; Rathmann, H.; Richter, R.; Pr. 10 2019 102 432.3 2019-01-31.
- [3] Offenlegungsschrift DE 10 2017 114 950 A1 (2019-01-10) Elektrisch betreibbare Schlauchpumpe. Pech, S. et al.; Pr. DE 10 2017 114 950 A1 2017-07-05.

Autoren

Dipl.-Ing. Sebastian Pech
Wissenschaftlicher Mitarbeiter
E-Mail: sebastian.pech@outlook.com

Dr.-Ing. René Richter
Arbeitsgruppenleiter, Medizinische Gerätetechnik

Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig
Institutsdirektor

Universität

Institut für Feinwerktechnik und Elektronik-Design, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Technische Universität Dresden

Tel.: +49351/46336329
Helmholtzstraße 18, 01062 Dresden
Internet: www.ifte.de