

**5. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
15.-16. Oktober 2004 in
Saarbrücken**



**„Regelung eines pulsatilen Herzunterstützungssystems
(VAD)“**

T. Finocchiaro, B. Mussmann, P. B. Kwant, H. Reul
Lehrstuhl für Angewandte Medizintechnik, Helmholtz Institut für Biomedizinische Technik,
RWTH-Aachen, Aachen, Deutschland
E-Mail: finocchiaro@hia.rwth-aachen.de

Band: „Tagungsband, Automed 2004“
Editors: W. I. Steudel
ISBN: 3-00-013509-X
Pages: 97-98

Regelung eines pulsatilen Herzunterstützungssystems (VAD)

T. FINOCCHIARO, B. MUSSMANN, P. B. KWANT, H. REUL

*Lehrstuhl für Angewandte Medizintechnik, Helmholtz Institut für Biomedizinische Technik, RWTH-Aachen
Pauwelsstraße 20, 52074 Aachen*

E.Mail: finocchiaro@hia.rwth-aachen.de

EINLEITUNG

Herzinsuffizienz und andere Herzkreislaufkrankungen stehen sowohl weltweit als auch in Deutschland an der Spitze der Todesursachen. Ist die Erkrankung so weit fortgeschritten, dass weder eine medikamentöse Behandlung noch konventionelle operative Eingriffe ausreichen, um eine hinreichende Durchblutung des Körpers zu erzielen, bleibt im Allgemeinen nur noch die Möglichkeit einer Herztransplantation. Da die Zahl der verfügbaren Spenderherzen sehr begrenzt ist und zudem von Jahr zu Jahr weiter sinkt, sterben momentan ca. 25 % der Patienten, während sie auf ein Spenderherz warten.

Auf diesem Hintergrund basierend wurde die Entwicklung von künstlichen Herzen und Herzunterstützungssystemen (Ventricular Assist Device - VAD) initiiert, die die Funktion des erkrankten Herzens ersetzen bzw. unterstützen.

Die Anpassung der Pumpleistung an den physiologischen Bedarf des Patienten ist bisher noch nicht zufriedenstellend gelöst. Die meisten Geräte, die sich im klinischen Einsatz befinden, werden durch das Personal manuell eingestellt. Verbesserungspotential liegt in einer automatischen Regelung, die für eine optimale Geschwindigkeitsanpassung der Pumpe sorgt.

MATERIAL UND METHODEN

Da künstliche Herzen und Herzunterstützungssysteme sehr unterschiedliche Bauformen und Funktionsprinzipien aufweisen, muss ihre Regelung speziell für das jeweilige System entworfen werden. Die hier beschriebene Regelung wurde für das am Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik entwickelte VERSUS[®]-System¹ ausgelegt. Dabei handelt es sich um ein pulsatil betriebenes Linksherzunterstützungssystem, das einen Teil des Blutes aus dem linken Atrium (Vorhof) entnimmt und in die Aorta entleert. Es wird von einem bürstenlosen Gleichstrommotor angetrieben, dessen kontinuierliche Rotation über ein patentiertes Getriebe in eine pulsierende Translation umgewandelt wird. Auf diese Weise wird ein Blutsack über Kanülen und Klappen gefüllt bzw. entleert.

Die linke Herzkammer, die den Hauptteil der Pumpar-

beit leisten muss, wird somit entlastet, und der Körper kann ausreichend mit Blut versorgt werden. Da die Pumpleistung des Herzens zeitlich nicht konstant ist, muss auch die Pumpleistung des VAD's kontinuierlich an den aktuellen Bedarf angepasst werden.

Der wichtigste Regelungsmechanismus des natürlichen Kreislaufs besteht darin, dass Körperteile, die mehr Sauerstoff und somit Blut benötigen, ihren Gefäßwiderstand verringern. Durch diesen Mechanismus werden sie von einem größeren Blutvolumen durchströmt, wodurch mehr Blut zum Herzen zurückfließt und der Druck in den Vorhöfen steigt. Das gesunde Herz reagiert auf diesen Druckanstieg mit einer höheren Kontraktilität und Schlagfrequenz und somit mit einer erhöhten Herzleistung². Das kranke Herz ist dazu nicht mehr fähig, und der Druck in Vorhöfen und Lunge bleibt erhöht.

Daher kann zur Regelung von VADs der Vorhofdruck als Regelgröße der Pumpleistung dienen. Auf diese Weise kann zusätzlich eine weitere Problemsituation verhindert werden. Bei dieser Situation, die Suction genannt wird, saugt das VAD mehr Blut aus dem Vorhof, als dort vorhanden ist. Folglich kollabiert der Vorhof, und Vorhofgewebe kann beschädigt werden. Durch Messung des Druckes kann Suction besser detektiert werden als mit Hilfe anderer Sensoren.

Die Messung des Vorhofdruckes über einen Zeitraum von mehreren Monaten stellt jedoch eine besondere Herausforderung dar. Die Verwendung von Kathetersensoren ist auf eine Einsatzdauer von ca. einer Woche begrenzt, da sich fibrinöse Ablagerungen an der Sensorfläche anlagern, die das Messergebnis verfälschen. Daher wurde ein spezieller Druckaufnehmer entwickelt, der in die Einlasskanüle der Pumpe integriert wird. So kann die aktive Sensorfläche um den Faktor 100 vergrößert werden, ohne dass der Blutfluss beeinträchtigt wird. Ablagerungen wirken sich aufgrund der größeren Fläche kaum noch aus. Durch die Auswahl eines Sensors mit optimalem Druckbereich, wird eine gute Signalqualität erreicht.

Für eine optimale Regelung ist eine weitere physiologische Besonderheit zu berücksichtigen. Bei körperlicher Belastung und bei Orthostase fällt der Vorhofdruck um ca. 3 mmHg ab. Eine Regelung, die dies nicht berücksichtigt, würde aufgrund des fallenden Drucks die

¹ VEntricular Recovery SUpport System

² sog. Frank-Starling-Mechanismus

Pumpleistung reduzieren. Dies sollte jedoch in jedem Fall verhindert werden. Da in beiden Situationen die Herzfrequenz steigt, können körperliche Belastung und Orthostase durch Detektion der Herzfrequenz erkannt werden.

Die Herzfrequenz könnte mit Hilfe eines EKG's bestimmt werden. Um einen einfacheren Aufbau des Gesamtsystems zu erzielen und auch die Implantation nicht zu erschweren, wird aber auf die Ableitung des EKG's verzichtet. Alternativ wird die Herzfrequenz durch einen weiteren Drucksensor ermittelt. Dieser ist im Auslass des VAD's integriert und misst so den Aortendruck. In ihm überlagern sich die Druckpulse des VAD's und des Herzens. Durch eine Fouriertransformation des Signals kann daraus die Herzfrequenz bestimmt werden.

Abb. 1 zeigt das Blockdiagramm der so aufgestellten Regelung. Der vom Arzt vorgegebene Sollwert für den Vorhof wird nach Messung der Herzfrequenz

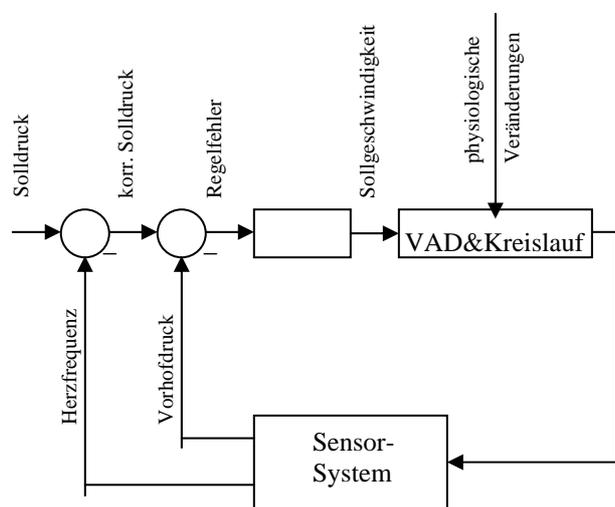


Abb. 1: Blockdiagramm der Regelung

Aus korrigiertem Sollwert und gemessenem Vorhofdruck wird der Regelfehler gebildet und dem PID-Regler zugeführt. Dieser gibt die Sollgeschwindigkeit der Pumpe vor. Die Pumpe wirkt auf den Kreislauf, und so schließt sich der Regelkreis. Alle weiteren physiologischen Veränderungen können als Störgrößen angesehen werden.

ERGEBNISSE

Die Regelung wurde mit Hilfe eines Kreislaufsensors getestet. Hierbei kann durch ein Ventil der venöse Rückfluss zum VAD variiert werden. Abb. 2 verdeutlicht die Funktion der Regelung. Erhöht man den Rückfluss, so steigt der Druck im Vorhof zunächst an. Die Regelung reagiert mit einer Erhöhung der Pumpfrequenz von ca. 80 auf 130 Schläge pro Minute. Der Vorhofdruck stabilisiert sich nach einer maximalen Abweichung von 3 mmHg wieder auf dem Sollwert von 4 mmHg. Bei dann folgender Reduktion des Rückflusses sinkt die Pumpfrequenz und verhindert so ein Kollabieren des Vorhofes im Kreislaufsensormodell.

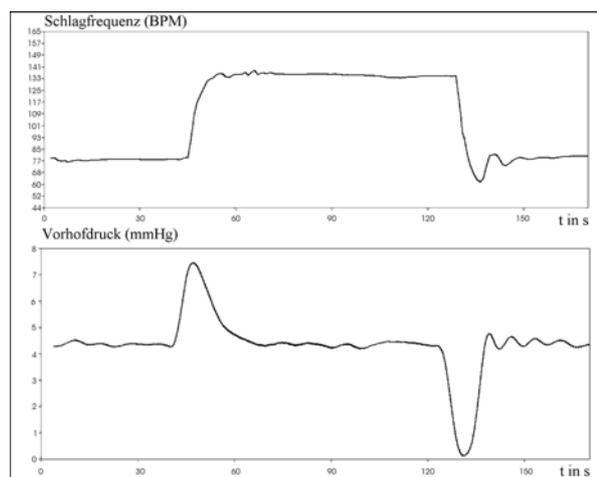


Abb. 2: Pumpgeschwindigkeit und Vorhofdruck bei Variation des venösen Rückflusses

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Im in vitro-Versuch konnte die Regelung bei Variation des venösen Rückflusses Suction verhindern und den Vorhofdruck innerhalb enger Grenzen konstant halten. Hieraus resultiert eine Anpassung der Herzunterstützung an den physiologischen Bedarf. In einem nächsten Schritt soll die Regelung unter den realistischen Bedingungen eines Tierversuchs getestet werden. Hierbei müssen die Parameter des Reglers angepasst werden, um die Regelgeschwindigkeit weiter zu verbessern.