

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



**„Entwurf eines Reglers zur frequenzadaptiven Stimulation  
des Herzens mit einem faseroptischen Sensor“**

S.Müller, M. Hexamer, A. Kloppe, J. Werner  
Lehrstuhl für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum,  
Bochum, Deutschland  
E-Mail: [mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de](mailto:mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de)

B. Lemke  
Abteilung für Kardiologie und Angiologie, Medizinische Klinik II, Berufsgenossenschaftliche  
Kliniken Bergmannsheil - Klinikum der Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“  
Editors: W. I. Steudel  
ISBN: 3-00-013509-X  
Pages: 95-96

# Entwurf eines Reglers zur frequenzadaptiven Stimulation des Herzens mit einem faseroptischen Sensor

S. MÜLLER<sup>1</sup>, M. HEXAMER<sup>1</sup>, A. KLOPPE<sup>1</sup>, B. LEMKE<sup>2</sup>, J. WERNER<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum  
Universitätsstraße 150, 44780 Bochum

<sup>2</sup>Abteilung für Kardiologie und Angiologie, Medizinische Klinik II,  
Berufsgenossenschaftliche Kliniken Bergmannsheil - Klinikum der Ruhr-Universität Bochum,  
Bürkle-de-la-Camp-Platz 1, 44789 Bochum

E-Mail: [mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de](mailto:mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de)

## EINLEITUNG

Die überwiegende Anzahl der auf dem Markt befindlichen frequenzadaptiven Schrittmachersysteme verwendet zur Berechnung der Stimulationsfrequenz ausschließlich Größen, die aus dem intrakardialen EKG abgeleitet werden. Ergänzend hierzu kann die Kenntnis des hämodynamischen Status des Herzens zu einer Verbesserung der Frequenzanpassung beitragen.

Zu diesem Zweck wurde ein faseroptisches Messsystem entwickelt, welches die mechanische Herzkontraktion (Inotropie) misst. Das System basiert auf der Messung der Dämpfung, die durch die Biegung einer optischen Faser hervorgerufen wird. Die Messfaser wird hierzu in eine normale Schrittmacherelektrode integriert. In vorangegangenen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass das Sensorsignal mit dem linksventrikulären Schlagvolumen korreliert und damit als Steuergröße für Schrittmachersysteme geeignet ist [Müller2002]. In dem vorliegenden Beitrag wurden an einem isoliert schlagenden Schweineherzen erste Untersuchungen zur Closed-Loop-Stimulation unter Verwendung des faseroptischen Sensorsignals durchgeführt.

## MATERIAL UND METHODEN

Zur Messung der mechanischen Herzkontraktion wird eine Kunststofffaser mit einem Durchmesser von 250 µm verwendet, welche in das Innenlumen einer Schrittmacherelektrode integriert wird. Über einen optischen Y-Koppler wird mittels einer LED Licht in die Sensorfaser eingekoppelt. Diese ist am Ende verspiegelt, so dass das Licht von dort reflektiert wird und wiederum über den optischen Koppler in den Messempfänger gelangt. Wird die Messfaser aufgrund der Herzkontraktion gebogen, wird ein Teil des Lichtes an der Biegestelle ausgekoppelt. Dies hat eine Verminderung der Lichtintensität am Signalempfänger zur Folge. Durch nachgeschaltete Verstärker und Filter wird das Signal weiter aufbereitet. Am Ausgang des Messsystems steht somit ein Signal zur Verfügung, welches ein Maß für die Biegung der Faser ist. Im Vorfeld der Closed-Loop-Stimulationsversuche wurde zunächst untersucht, wie das Sensorsystem auf Veränderung der linksventrikulären Vorlast und der Herzfrequenz reagiert. Hierzu wurde der in Abbildung 1 dargestellte Versuchs-

aufbau verwendet [Kloppe1999].

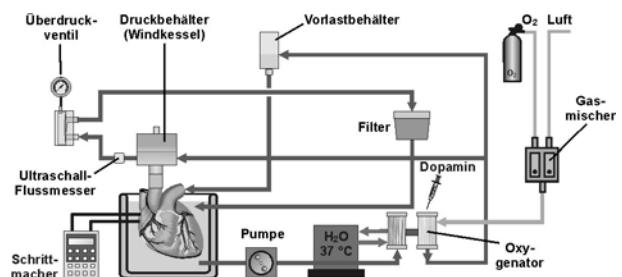


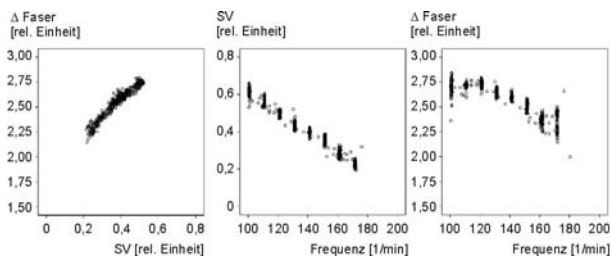
Abb. 1: Versuchsaufbau "Isoliertes Herz"

Das Organ befindet sich in einem mit Blut gefüllten Behälter. Eine Pumpe befördert das Blut aus dem Behälter zunächst in einen Wärmetauscher, der den gesamten Kreislauf konstant auf einer Temperatur von 37° C hält. Anschließend gelangt das Blut in einen Oxygenator. Dieser ist über einen Gasmischer mit einer Sauerstoffflasche verbunden. Weiterhin kann dem Oxygenator auch Umgebungsluft zugeführt werden. So können die Partialdrücke für O<sub>2</sub> und CO<sub>2</sub> im Blut auf physiologische Werte eingestellt werden. Das oxygenierte Blut wird in einen Vorlastbehälter gepumpt, der an den linken Vorhof angeschlossen ist. Dieser ist über dem Organbehälter angebracht, so dass eine passive Füllung des Vorhofs stattfindet. Über den Füllstand des Behälters kann die Vorlast eingestellt werden. Das Herz pumpt das Blut durch die Aortenwurzel in einen Druckbehälter, der die Aufgabe hat, die Elastizität der Aorta und der nachfolgenden Blutgefäße (Windkesselseffekt) nachzubilden. Der maximale Druck innerhalb des Behälters ist durch ein Überdruckventil von 0 - 100 mmHg variabel einstellbar. Wird dieser Druck durch die Kontraktion des Herzens überschritten, öffnet sich das Ventil und das vom Herz ausgeworfene Blut fließt durch einen Filter zurück in den Organbehälter. Ein vor dem Ventil angebrachter Ultraschall-Flussmesser misst hierbei kontinuierlich den Volumenstrom des ausgeworfenen Blutes. Durch zeitliche Integration über einen Herzzyklus wird daraus das aktuelle Schlagvolumen bestimmt. Mittels eines externen Stimulators kann das Herz mit Frequenzen zwischen 100 und 180 bpm stimuliert werden. Die relativ hohe untere Grenze von 100 bpm wird dadurch hervorgerufen, dass das denervierte

Herz bereits mit einer Eigenfrequenz von ca. 95 bpm kontrahiert. Zunächst wurde bei konstanter Stimulationsfrequenz (100 bpm) die linksventrikuläre Vorlast variiert und das daraus resultierende Schlagvolumen sowie die Amplitude des faseroptischen Sensorsignals aufgezeichnet. Im nächsten Versuchsteil wurde die Vorlast konstant auf einem Wert von 25 mmHg gehalten und die Stimulationsfrequenz in Schritten von 10 bpm zwischen 100 und 180 bpm verändert. Hierbei wurden wiederum das Schlagvolumen sowie die Amplitude des Sensorsignals aufgezeichnet. Der Einfluss des Autonomen Nervensystems (ANS) wurde durch Gabe des positiv-inotropen Wirkstoffes Dopamin nachgebildet.

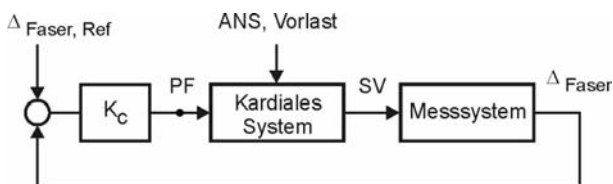
## ERGEBNISSE

Im linken Teil von Abbildung 2 sind die Ergebnisse der Untersuchungen bei konstanter Stimulationsfrequenz dargestellt. Es ist ein linearer Zusammenhang zwischen dem Schlagvolumen und der faseroptischen Signalamplitude erkennbar, wie er bereits in vorangegangenen Untersuchungen gezeigt werden konnte [Müller2002]. Im mittleren und rechten Teil von Abbildung 2 sind die Ergebnisse der Messungen bei konstanter Vorlast dargestellt. Sowohl für das Schlagvolumen als auch für die faseroptische Signalamplitude zeigt sich ein Abfall mit steigender Stimulationsfrequenz.



**Abb. 2:** Ergebnisse der Messungen bei konstanter Stimulationsfrequenz (links) und konstanter Vorlast (Mitte und rechts)

In einer weiteren Untersuchung wurde durch Gabe von 0,5 ml Dopamin eine Steigerung der Inotropie erreicht. Hierdurch zeigte sich sowohl ein Anstieg des Schlagvolumens als auch der faseroptischen Signalamplitude. Ausgehend von den gemessenen Daten wurde eine einfache Struktur eines Proportionalreglers entworfen, welche in Abbildung 3 gezeigt ist.

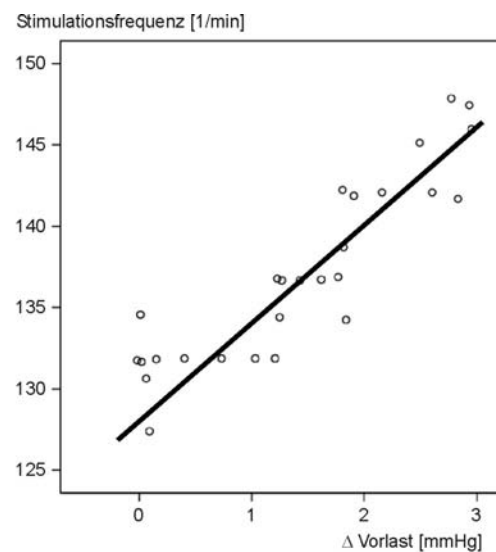


**Abb. 3:** Struktur des Gesamtsystems mit Proportionalregler

Vor Beginn der Closed-Loop-Stimulationsversuche wurde

die Signalamplitude des faseroptischen Sensors  $\Delta_{\text{Faser}}$  in Ruhe (hier 100 bpm) gemessen und dem System als Referenzwert  $\Delta_{\text{Faser, Ref}}$  zugeführt. Aus der gewünschten Stimulationsfrequenz bei maximaler Belastung (maximale Vorlast) und den gemessenen Kennlinien aus Abbildung 2 wurde weiterhin die Reglerverstärkung  $k_c$  berechnet und eingestellt.

Abbildung 4 zeigt die ersten Ergebnisse einer Closed-Loop-Stimulation. Die maximale Stimulationsfrequenz wurde hierbei auf 150 bpm eingestellt. Bei einer Vorlaständerung von 3 mmHg konnte die Stimulationsfrequenz um ca. 20 bpm gesteigert werden. Die hohe Ruhefrequenz von 130 bpm liegt in der bereits sehr hohen Eigenfrequenz des denervierten Herzens begründet.



**Abb. 4:** Erste Ergebnisse der Closed-Loop-Stimulation

## DISKUSSION

Es konnte anhand eines einfachen Proportionalreglers gezeigt werden, dass eine Schlagvolumen-kontrollierte Closed-Loop-Stimulation mit dem faseroptischen Sensorsystem realisierbar ist. In der Zukunft soll durch Untersuchungen mit alternativen Reglerstrukturen das System weiter verbessert werden.

Gefördert durch die DFG (WE 919/16-3)

## LITERATUR

- [Müller2002]  
S. Müller et al., "Faseroptische Messung der Myokardkontraktion - Korrelation des Signals mit hämodynamischen Größen", *Biomed Tech*, Vol 47-1, p 527-529, 2002
- [Kloppe1999]  
A. Kloppe et al., "A new test device for cardiac stimulation and sensor technology", *Med Biol Eng Comput*, Vol 37-2, p I/708-I/709, 1999