

**4. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
26. bis 27. März 2003 in  
Karlsruhe**



**„Messung des linksventrikulären Schlagvolumens mittels  
eines faseroptischen Sensors“**

S. Müller, A. Kloppe, J. Werner  
Abteilung 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)

A. Kloppe, A. Mügge  
Medizinische Klinik II (Kardiologie), St. Josef-Hospital, Universitätsklinik, Ruhr-Universität  
Bochum, Bochum, Deutschland

Copyright: Forschungszentrum Karlsruhe GmbH  
Band: AUTOMED 2003 - 4 . Workshop "Automatisierungstechnische Methoden  
und Systeme für die Medizin"  
Editors: U. Voges, G. Bretthauer  
ISSN: 0947-8620  
Pages: 50-51

# Messung des linksventrikulären Schlagvolumens mittels eines faseroptischen Sensors

S. Müller<sup>1</sup>, A. Kloppe<sup>1,2</sup>, A. Mügge<sup>2</sup>, J. Werner<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Lehrstuhl für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum, MA 4/55, 44780 Bochum

<sup>2</sup> Medizinische Klinik II (Kardiologie), St. Josef-Hospital, Universitätsklinik, Ruhr-Universität Bochum

mueller@biomed.ruhr-uni-bochum.de

## EINLEITUNG

Ergänzend zum intrakardialen EKG sollte die mechanische Herzkontraktion als weiteres Eingangssignal zur Steuerung von Herzschrittmachern und implantierbaren Defibrillatoren genutzt werden. Zu diesem Zweck wurde ein faseroptisches Messsystem entwickelt, das die durch die Biegung einer Glasfaser hervorgerufenen optischen Dämpfungsverluste misst. Die Messfaser wird hierzu in eine normale Schrittmacherelektrode integriert. In dem vorliegenden Beitrag wurde an einem isoliert schlagenden Schweineherzen untersucht, inwieweit das Sensorsignal mit dem linksventrikulären Schlagvolumen korreliert ist.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Die Funktionsweise des eingesetzten faseroptischen Sensorsystems ist schematisch in Abb. 1 dargestellt. Über einen optischen Koppler wird mittels einer LED Licht in die Faser eingekoppelt. Ein Teil der optischen Leistung gelangt zu einem Referenzempfänger, der dazu dient, die Ausgangsleistung des Senders zu stabilisieren. Der andere Teil des Lichtes wird in die Sensorfaser geleitet, die sich im Herzen befindet.

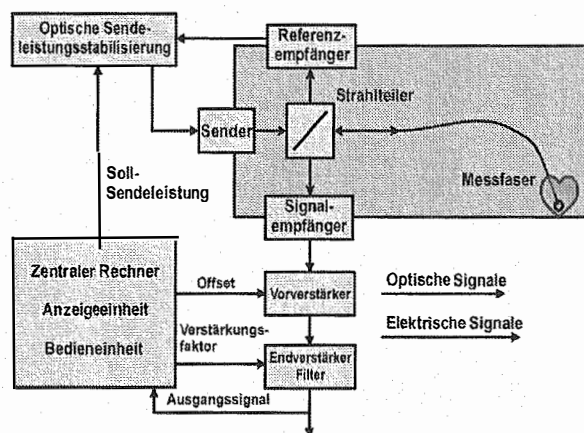


Abb. 1: Funktionsweise des Sensorsystems

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.

Zur Bestimmung des quantitativen Zusammenhangs zwischen Biegeradius und Ausgangssignal des Messsystems wurden bereits experimentelle Untersuchungen durchgeführt [Hoeland2000]. Hierbei wurde die Messfaser um Zylinder verschiedener Durchmesser zwischen 25 mm und 150 mm gewickelt und das entsprechende Sensorsignal  $S$  aufgenommen. Die gewonnenen Kennlinien haben die in Gl. 1 beschriebene Form.

$$S(r_f, \alpha) = c_1 \cdot e^{-c_2 \cdot r_f} \cdot (1 - e^{-c_3 \cdot \alpha}) \quad (1)$$

$c_{1,2,3}$  : abhängig von den physikalischen Eigenschaften der verwendeten Glasfaser

$r_f$  : Biegeradius der Faser

$\alpha$  : Biegewinkel der Faser

Für die weiteren theoretischen Betrachtungen wurde vereinfachend von einer Kugelgestalt des linken Ventrikels ausgegangen. Bei Positionierung der Sensorfaser im koronarvenösen System befindet sich diese, wie in Abb. 3 gezeigt, auf dem äußeren Umfang der Kugel. Bei dieser Anordnung ist der Biegeradius der Glasfaser  $r_f$  gleich dem Radius des linken Ventrikels  $r_v$ . Der Biegewinkel kann aus geometrischen Beziehungen bestimmt werden:

$$\frac{2\pi \cdot r_v}{l_f} = \frac{2\pi}{\alpha} \Leftrightarrow \alpha = \frac{l_f}{r_v} \quad (3)$$

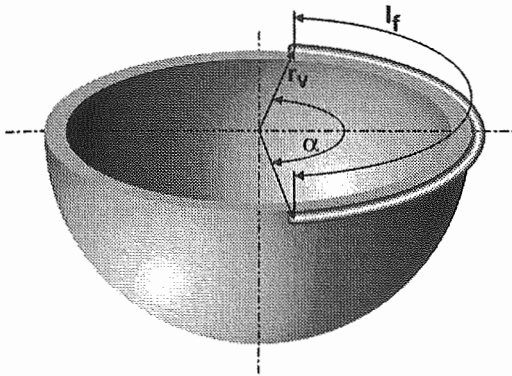


Abb. 3: Kugelmodell des linken Ventrikels

Durch Einsetzen der gefundenen Beziehungen in Gl. 1 folgt:

$$S(r_v) = c_1 \cdot e^{-c_2 \cdot r_v} \cdot (1 - e^{-c_3 \frac{l_f}{r_v}}) \quad (4)$$

Bei erwachsenen Menschen liegen die Ventrikelradien in Größenordnungen, für die sich Gl. 4 in guter Näherung linearisieren lässt [CIBA-GEIGY1990]. Daraus ergibt sich:

$$S(r_v) \approx \frac{\partial S}{\partial r_v} \Big|_{r_v=r_{v,AP}} \cdot (r_v - r_{v,AP}) \quad (5)$$

$r_{v,AP}$ : Ventrikelradius im Arbeitspunkt

Somit steht ein Signal zur Verfügung, welches im betrachteten Arbeitsbereich ein direktes Maß für die geometrische Veränderung des linken Ventrikels darstellt. Dies lässt den Schluss zu, dass es mithilfe des Sensors möglich ist, Aussagen über die aktuelle Auswurfleistung des Herzens zu treffen. Zur Überprüfung dieser These wurden Untersuchungen an einem isoliert schlagenden Schweineherzen durchgeführt [Kloppe1999]. Hierbei wurde die Sensorfaser in das Lumen einer linksventrikulären Schrittmacherelektrode eingeführt und im koronarvenösen System platziert. Während der Versuche wurden das Ausgangssignal des faseroptischen Sensors sowie der Aortenfluss parallel aufgezeichnet. Dieser wurde mittels eines elektromagnetischen Flussmessers ermittelt, der direkt an der Aortenwurzel angebracht wurde. Zur Bestimmung der linksventrikulären Auswurfleistung (Schlagvolumen SV) wurde das Flussignal  $dQ/dt$  jeweils über einen Herzzyklus (HZ) integriert.

$$SV = \int_{HZ} \dot{Q} dt \quad (6)$$

Die Signalamplitude  $\Delta S$  des faseroptischen Sensors wurde durch Differenzbildung des Maximal- und Minimalwertes eines Schlages bestimmt. Beide Größen wurden auf 1 normiert. Die Nachlast wurde im Bereich von 30 mmHg bis 80 mmHg variiert, um die Signale bei unterschiedlichen Auswurfleistungen aufzuzeichnen.

## ERGEBNISSE

Abb. 4 zeigt die grafische Darstellung der ermittelten Werte für das Schlagvolumen SV und die Signalamplitude des faseroptischen Sensors  $\Delta S$  bei verschiedenen Nachlasten. Es ist erkennbar, dass die beiden Größen linear voneinander abhängen. Dies bestätigt die Vermutung aus der theoretischen Betrachtung des Sensorsignals.

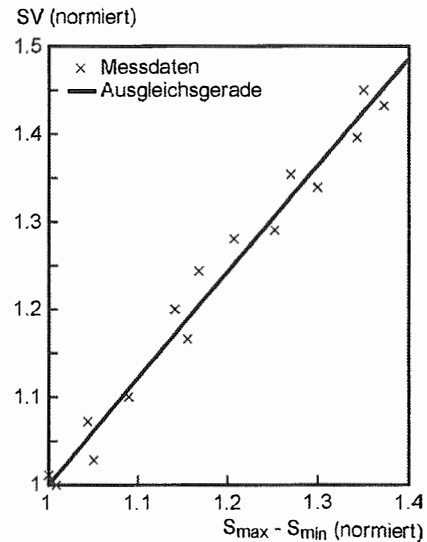


Abb. 4: Zusammenhang von SV und  $\Delta S$

## DISKUSSION

Sowohl in der theoretischen Betrachtung des faseroptischen Sensorsignals als auch in den Untersuchungen am isoliert schlagenden Schweineherzen hat sich gezeigt, dass das Signal mit der linksventrikulären Auswurfleistung korreliert ist. In folgenden Untersuchungen soll festgestellt werden, inwieweit sich der Sensor zur belastungsabhängigen Steuerung von Herzschrittmachern und zur automatischen Erkennung von Tachyarrhythmien eignet.

## LITERATURHINWEISE

[CIBA-GEIGY1990]

*Wissenschaftliche Tabellen Herz und Kreislauf*, Basel: CIBA-GEIGY, 1990

[Hoeland2000]

K. Hoeland et al., „Technische Analyse der faseroptischen Messung der Myokardkontraktion“, *Biomedizinische Technik*, vol. 45-1, pp. 288-289, 2000

[Kloppe1999]

A. Kloppe et al., „A new test device for cardiac stimulation and sensor technology“, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 37-2, pp. 1708-1709, 1999