

**6. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
24.-25. März 2006 in Rostock-  
Warnemünde**



**„Kombinierte Überwachung von Herz- und Lungenaktivität  
mit resonanter Magnet-Impedanz“**

Matthias Steffen, Steffen Leonhardt  
RWTH-Aachen, Aachen, Deutschland  
E-Mail: [steffen@hia.rwth-aachen.de](mailto:steffen@hia.rwth-aachen.de)

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006  
Editors: T. Ellerbrock  
ISBN: 3-86009-296-0  
Pages: 44-45

# Kombinierte Überwachung von Herz- und Lungenaktivität mit resonanter Magnet-Impedanz

Matthias Steffen, Steffen Leonhardt  
RWTH-Aachen  
52056 Aachen

steffen@hia.rwth-aachen.de

## EINLEITUNG

In vielen klinischen Anwendungen ist die Überwachung der Vitalparameter essenziell. Der Stand der Technik erfordert hierfür die Verwendung von elektroden- oder kontaktbasierten Messverfahren wie EKG, Impedanz-Kardiographie oder Pulsoximeter (PPG). Hierfür wird eine erhebliche Anzahl von Kabeln und Elektroden benötigt, die regelmäßig überprüft oder neu geklebt werden müssen und zusätzlich zu Hautirritationen führen können. Von anderen Bioimpedanz-Verfahren ist bekannt, dass die Herz- und Lungenaktivitäten die Impedanz-Verteilung im Oberkörper beeinflussen, da gut leitende und schlecht leitende Fluide (Blut und Luft) im Oberkörper bewegt werden, was sowohl über ortsaufgelöste als auch mittelnde Impedanz-Messverfahren detektiert werden kann.

Wie bereits P.P. Trajan [Trajan1968] zeigte, kann die daraus resultierende impedanzveränderung kontaktlos mittels Wirbelstrom-Induktion gemessen werden. Entsprechend der Maxwell'schen Theorie [Maxwell1883] gilt:

1. Ein elektrisches Wirbelfeld wird magnetisch induziert:

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (1)$$

2. Das resultierende E Feld treibt eine Stromdichte  $\vec{J}$  entsprechend der Leitfähigkeit  $\kappa$ :

$$\vec{J} = \kappa \cdot \vec{E} \quad (2)$$

3. Diese Stromdichte erzeugt ein re-induziertes Magnetfeld  $H$ :

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial}{\partial t} (\epsilon \cdot \vec{E}) \quad (3)$$

Das re-induzierte Feld ist proportional zur Gewebe-Impedanz im Oberkörper und kann durch über die re-induzierte Spannung gemessen werden. Für kleine Frequenzen und kleines  $\epsilon$  kann der Verschiebungsstrom vernachlässigt werden.

## MATERIALIEN UND METHODEN

Für die Erzeugung des Erregerfeldes und die Messung der re-induzierten Spannung wurde ein

Einspule-System verwendet. Dabei wurde nicht die re-induzierte Spannung, sondern die Wirbelstromdämpfung der Spule gemessen, die wiederum über die Resonanzverschiebung eines LC-Oszillators bestimmt wurde.

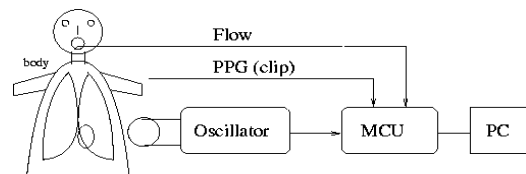


Abb. 1 Blockdiagramm vom Messaufbau

Der Messaufbau (Abb. 1) enthält dabei folgende Teile.

|        |                                                                                  |
|--------|----------------------------------------------------------------------------------|
| Body   | Testobjekt (Mensch, Schwein, Dummy)                                              |
| Oszill | Induziert das Feld und misst die re-induzierte Spannung (mit Vorteiler)          |
| PPG    | Puls-Oximeter (Referenz-Signal)                                                  |
| Flow   | Atem-Fluss (Referenz-Signal)                                                     |
| MCU    | Mikrocontroller mit eingebautem Frequenzzähler, und ADC für die Referenz-Signale |
| PC     | PC-basierte Aufzeichnung und Nachverarbeitung                                    |

## ERGEBNISSE

Dieser Messaufbau wurde an 5 narkotisierten und künstlich beatmeten Schweinen getestet. Ein exemplarischer Ausschnitt aus den ermittelten Messdaten ist in Abb. 2 zu sehen.

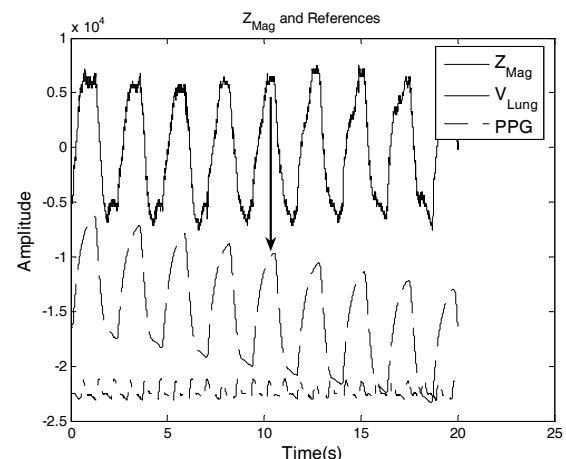
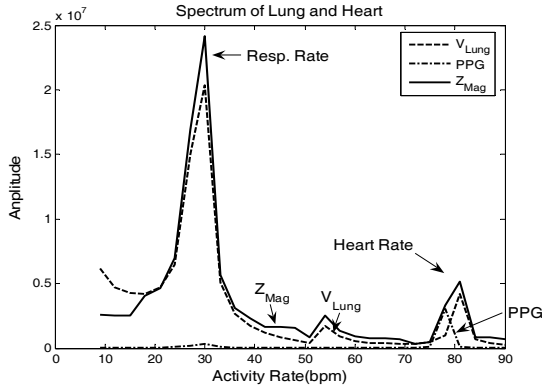


Abb. 2 Magnet-Impedanz im Vergleich zur Herz- und Lungenaktivität

Bei der weiteren Analyse der Messdaten zeigte sich, dass eine Trennung von Herz- und Lungenaktivität durch einen Bandpassfilter keine ausreichenden Ergebnisse lieferte, da die normierte Kreuz-Kovarianz zwischen PPG und gefilterter Magnetimpedanz bei unter 0.158 lag.

Eine Spektralanalyse zeigte, dass die 3. Oberwelle des Atemaktivität sehr nah an der Grundfrequenz des Herzaktivität liegt (Abb. 3).



**Fig. 6** Spektrum der Magnetimpedanz und der Referenz-Signale

Da sich die Atemaktivität im Impedanz-Signal deutlich stärker zeigt als die Herzaktivität (10-20dB), können ihre Oberwellen die Herzaktivität stören oder - wie in diesem Beispiel - vollständig verdecken.

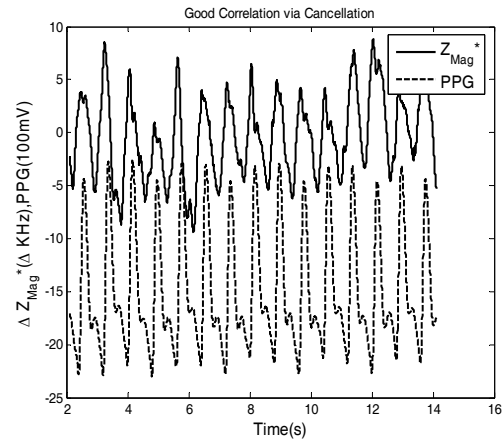
Wie bereits von U. Moissl [Moissl2005] gezeigt wurde, kann eine überlagertes Störsignal durch eine modellbasierten adaptive Störunterdrückung (Noise-Canceller) stark reduziert und so das Nutzsignal hervorgehoben werden. Hierzu wurde ein Modell entwickelt, welches annimmt, dass sich das Impedanz-Signal aus einer Überlagerung von verzögerten Versionen der Referenzsignale  $V_{Lung}$  und PPG, sowie Offset und Drift ergibt (4).

$$Z_{Mag}(t) \approx \begin{bmatrix} V_{Lung}(t-4 \cdot \Delta t) \\ V_{Lung}(t-3 \cdot \Delta t) \\ M \\ V_{Lung}(t+5 \cdot \Delta t) \end{bmatrix} \cdot \bar{a} + \begin{bmatrix} PPG(t-4 \cdot \Delta t) \\ PPG(t-3 \cdot \Delta t) \\ M \\ PPG(t+5 \cdot \Delta t) \end{bmatrix} \cdot \bar{b} + c \cdot t + d \quad (4)$$

Mit dem bekanntem Referenz-Signal  $V_{Lung}$  lässt sich diese Gleichungssystem Umstellen und eine Abschätzung für die Herzaktivität  $Z_{mag}^*$  berechnen (5).

$$Z_{Mag}^*(t) \approx Z_{Mag}(t) - \begin{bmatrix} V_{Lung}(t-4 \cdot \Delta t) \\ V_{Lung}(t-3 \cdot \Delta t) \\ M \\ V_{Lung}(t+5 \cdot \Delta t) \end{bmatrix} \cdot \bar{a} - c \cdot t - d \quad (5)$$

Wendet man dieses Problem auf den Beispieldatensatz an und ermittelt man die Koeffizienten über einen Least-Square-Fit, so erhält man die Signale in Abb. 4, die sich deutlich ähneln, was sich auch in einer normierte Kreuz-Kovarianz zwischen PPG und  $Z_{mag}^*$  von bis zu 0.68 zeigt.



**Abb. 4** Bearbeitung mit adaptivem Noise-Canceller enthüllt die Herzaktivität im Impedanz-Signal

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Das Präsentierte Einspulensystem zur magnetischen Impedanzmessung kann prinzipiell Herz- und Atemfrequenz messen, sofern eine Referenzsignal für die Atemaktivität vorliegt und adaptive Störunterdrückung eingesetzt wird. Die Verwendung von einfachen Bandpassfiltern war bei den vorliegenden Signalen nicht ausreichend.

Da die o.g. Ergebnisse unter kontrollierten Bedingungen erzeugt wurden, kann noch keine Aussage über die Robustheit des Verfahrens getroffen werden.

## DANKSAGUNG

Besondere Dank gilt Dr. M. Großherr, Dr. T. Meier und Dr. T. Leibecke der FH-Lübeck für ihre Unterstützung bei den Tierversuchen.

## LITERATURHINWEISE

(Konferenz-Beiträge)

[Steffen2005]

Steffen, M. and Leonhardt, S.: Non-Contact Monitoring of Heart and Lung Activity by Magnetic Impedance Measurement, 39th Conference of the German Biomedical Engineering Society, 14-17 Sept. 2005

(Bücher)

[Maxwell1883]

Maxwell, J.C.: Lehrbuch der Elektrizität und des Magnetismus, 1. Auflage. 1883.

[Tajan1968]

Trajan, P.P.: Electroless measurements of resistivity fluctuations in the human torso and head. PhD thesis, Syracuse University, USA, 1968.

[Moissl2005]

Moissl, U.: Kardiovaskuläre Überwachung bei der Hämodialysetherapie, Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 259, VDI Verlag GmbH, Düsseldorf, 2005.