

# Aachener Beiträge zur Medizintechnik

4

Herausgeber:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

Univ.-Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Thomas Schmitz-Rode

## **Matthias Steffen**

---

### **Kontaktlose Überwachung der Herz- und Atemaktivität mit magnetischer Induktion**

Ein Beitrag aus dem Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik  
der RWTH Aachen  
(Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt).

---

**RWTHAACHEN**  
UNIVERSITY

---

Shaker Verlag  
Aachen 2010

**Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Zugl.: D 82 (Diss. RWTH Aachen University, 2010)

Copyright Shaker Verlag 2010

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8322-9109-9

ISSN 1866-5349

Shaker Verlag GmbH • Postfach 101818 • 52018 Aachen

Telefon: 02407 / 95 96 - 0 • Telefax: 02407 / 95 96 - 9

Internet: [www.shaker.de](http://www.shaker.de) • E-Mail: [info@shaker.de](mailto:info@shaker.de)

## Kontaktlose Überwachung von Herz und Atemaktivität

In dieser Arbeit werden Entwurf und Entwicklung eines kontaktlosen Messsystems zur Überwachung von Herz- und Atemaktivität vorgestellt und die Ergebnisse der damit durchgeführten Versuche vorgestellt. Die Anforderungen an Empfindlichkeit, Genauigkeit und Robustheit ergeben sich zusammen mit den regulatorischen Anforderungen aus dem medizinischen Einsatzgebiet.

Mit der ständig wachsenden Qualität der medizinischen Versorgung, steigen auch die Anforderungen an die damit verbundene Überwachung des Patientenstatus. Dabei benötigen Standardverfahren wie EKG, Puls-Pléthysmographie oder transthorakale Impedanzmessung den direkten Kontakt zum Patienten, woraus sich Nebenwirkungen ergeben können. So besitzt z.B. ein Frühgeborenes eine unreife Haut, welche sehr empfindlich für Druckstellen und Hautreizungen ist, was bereits durch das Platzieren und Ablösen von EKG-Elektroden hervorgerufen werden kann. Hinzu kommt, dass bei der kleinen Körperoberfläche bereits EKG-Elektroden einen merklichen Einfluss auf den Temperatur- und Feuchtigkeitsaustausch mit der Umwelt haben können. Unabhängig davon sind kontaktlose Verfahren empfindlich für Bewegungsartefakte, die durch leichtes Ablösen oder Verschieben des Sensors hervorgerufen werden können, was insbesondere bei tragbarer Anwendung wie z.B. der Langzeitüberwachung im häuslichen Bereich störend auffällt. Alternativ könnten kontaktlose Verfahren die klassische Überwachung zukünftig ergänzen und in ausgewählten Fällen vielleicht sogar ersetzen. Dabei existieren z.B. kapazitive, induktive, optische oder Radar basierte Ansätze. Die vorliegende Arbeit basiert auf einem induktive Verfahren, welches die unterschiedlichen elektrischen Gewebeimpedanzen nutzt (Bioimpedanz).

Zu Beginn der Arbeit existierende Forschungssysteme zur induktiven Bio-Impedanzmessung waren in der Regel reine Laborgeräte und besaßen einen der folgenden Nachteile, die klinischen Einsatz erschweren.

1. Obwohl mehrkanalige Systeme über eine hohe räumliche Auflösung verfügen und im Labor eine räumliche Rekonstruktion erlauben, reicht die zeitliche Auflösung nicht für die Darstellung des Herzschlages aus. Gleichzeitig sind die Messaufbauten zu aufwändig, um einen einfachen klinischen Einsatz zu erlauben.
2. Einkanalige System erlauben in der Regel eine hohe zeitliche Auflösung, erfordern jedoch eine manuelle Positionierung und erlauben keine saubere Trennung der Signalanteile von Herz und Atmung.
3. Die meisten Versuchsergebnisse wurden nur unter Laborbedingungen ermittelt und berücksichtigen nicht die Rahmenbedingungen des gewünschten Einsatzszenarios.

Ein mehrkanaliges Messsystem mit hoher Zeitauflösung wird durch eine Kombination von schaltungstechnischen Maßnahmen und darauf abgestimmter Signalverarbeitung ermöglicht, wobei insbesondere Teile des Demodulators in Software realisiert werden können, was den Hardwareaufwand erheblich verringert. Gleichzeitig werden dadurch Fehlerquellen eliminiert und eine einfachere Kabel- und Masseführung ermöglicht. Zusätzlich erlauben moderne Signalgeneratoren die Erzeugung von phasengekoppelten frequenzstabilen Trägerfrequenzen, wodurch eine nachträgliche Synchronisierung der Messsignale entbehrlich wird. Somit konnte ein Messaufbau entstehen, der aufgrund seiner Robustheit und geringen Baugröße einen klinischen Einsatz ermöglicht und experimentell erprobt werden konnte.

Zunächst wird in dieser Arbeit die Motivation für kontaktlose Messverfahren im Allgemeinen dargelegt und es werden sowohl konkurrierende Ansätze vorgestellt als auch auf den aktuellen Stand der induktiven Verfahren eingegangen. Anschließend wird der medizinische Hintergrund beleuchtet und die technischen Grundlagen dargestellt. Darauf aufbauend wird die physikalische Basis der Messtechnik beschrieben sowie die im Rahmen dieser Arbeit entstandenen analytischen und numerische Modelle vorgestellt und der Bezug zur Feldtheorie aufgezeigt. Auf dieser Basis wurden numerische Berechnungen zur Optimierung der Sensorenspulen durchgeführt, deren Ergebnisse präsentiert werden. Es folgt die detaillierte Beschreibung des entwickelten Messaufbaus, wobei insbesondere auf schaltungstechnische und signaltheoretische Aspekte eingegangen und ihre gegenseitige Beeinflussung dargestellt wird. Anschließend werden verschiedene Aspekte der Datenauswertung bis hin zur automatischen Detektion von Atemzyklen dargestellt und die entsprechende Algorithmen beschrieben.

Der theoretische Schwerpunkt dieser Arbeit liegt gleichermaßen in der Modellbildung zur Funktionsweise der induktiven Bioimpedanzmessung wie in der nachträglichen signaltheoretischen Auswertung der Messergebnisse. Dabei wurden Modelle zur messtechnischen Verarbeitung genauso wie analytische Modelle der magnetischen Felder, als auch diskrete Modelle für numerische Simulationen entwickelt.

Mit dem entwickelten Messaufbau wurden zunächst Kalibrations- und Referenzmessungen im Labor durchgeführt und anschließend Messaufbau und Messverfahren in einer Tierversuchsreihe erprobt. Sowohl die Versuchsanordnung als auch die resultierenden Ergebnisse werden vorgestellt.

Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung und dem Ausblick auf die weitere Entwicklung des Messverfahrens sowie mögliche zukünftige Anwendungsfelder in der Medizin.