

Kontaktlose Überwachung der Herz- und Atemaktivität mit  
magnetischer Induktion

Von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen  
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der  
Ingenieurwissenschaften  
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Diplom-Ingenieur  
Matthias Steffen  
aus Göttingen

Berichter: Universitätsprofessor Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt  
Universitätsprofessor Dr.-Ing. Dr.h.c. dr hab. Kay Hameyer

Tag der mündlichen Prüfung: 21.01.2010



# 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).

---

**RWTH**AACHEN  
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)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation	1
1.1.1	Faszination	1
1.1.2	Medizinische Relevanz	1
1.1.3	Technische Vielfalt	2
1.2	Klassische Verfahren	3
1.2.1	Lungenüberwachung	3
1.2.2	Herzüberwachung	4
1.3	Verfahren zur kontaktlosen Überwachung	7
1.3.1	Akustische Verfahren	7
1.3.2	Kapazitives EKG	7
1.3.3	Photoplethysmographie-Imaging	8
1.3.4	Magnetisch induktive Verfahren	9
1.3.5	Ultra Wideband Radar	9
1.3.6	Entscheidung für ein magnetisch induktives Verfahren	11
1.4	Zielsetzung der Arbeit	12
1.4.1	Anwendungsfokus	12
1.4.2	Anwendungsübergreifende Aspekte	13
1.5	Gliederung der Arbeit	13
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>15</b>
2.1	Medizinische Grundlagen	15
2.1.1	Physiologie von Atmung und Herzschlag	15
2.1.2	Anatomische Grundlagen	17
2.1.3	Typische Erkrankungen von Herz und Lunge	22
2.2	Grundlagen der Bioimpedanz	25
2.3	Grundlagen der Feldsimulation	29
2.3.1	Ablauf einer Feldsimulation	30
2.4	Grundlagen der Signalverarbeitung	34
2.4.1	Fourier-Transformation	34
2.4.2	Rechenaufwand	35
2.4.3	Filterentwurf	36
2.4.4	Detektion von Ereignissen	38
2.4.5	Modulationsverfahren	40
2.5	Schaltungstechnik	42

2.5.1	(Vor-) Verstärkerschaltungen . . . . .	42
2.5.2	Empfängerschaltungen . . . . .	43
2.5.3	Mischertypen . . . . .	45
2.6	Stand der Technik . . . . .	48
2.6.1	Stand der Technik: Elektronik . . . . .	49
2.6.2	Stand der Technik: Spulenordnung . . . . .	49
2.7	Zusammenfassung . . . . .	51
<b>3</b>	<b>Modelle und Simulation</b>	<b>53</b>
3.1	Analytische Modelle . . . . .	53
3.1.1	Modulation durch das Gewebe . . . . .	53
3.1.2	Signaleigenschaften der dynamischen Bioimpedanz . . . . .	55
3.1.3	Analytisches Modell der Herzaktivität . . . . .	57
3.2	Optimierung der Spulenordnungen . . . . .	59
3.2.1	Simulationsmodell . . . . .	62
3.2.2	Auswertung der Simulationen . . . . .	64
3.2.3	Diskussion . . . . .	74
3.3	Zusammenfassung . . . . .	75
<b>4</b>	<b>Messsystem</b>	<b>77</b>
4.1	Einkanaliger Aufbau . . . . .	77
4.2	Induktionsmesssystem Musimitos . . . . .	79
4.2.1	Spezifikation . . . . .	80
4.2.2	Übersicht . . . . .	83
4.2.3	Simultane Mehrkanal-Induktionsmessung . . . . .	84
4.2.4	Demodulation . . . . .	86
4.2.5	Vorverstärker . . . . .	88
4.3	Messspulen . . . . .	89
4.3.1	Signalerzeugung . . . . .	93
4.3.2	Endstufen der Erregerspulen . . . . .	93
4.3.3	Verkabelung und Schirmung . . . . .	95
4.3.4	Steuerung und Synchronisation . . . . .	97
4.3.5	Referenz-Signale . . . . .	98
4.4	Zusammenfassung . . . . .	99
<b>5</b>	<b>Software und Signalverarbeitung</b>	<b>101</b>
5.1	Online Software . . . . .	101
5.1.1	Programm Visualize . . . . .	102
5.1.2	Programm Softdemod . . . . .	104
5.1.3	Software-Demodulation . . . . .	107
5.1.4	Datenstrukturen & Dateiformate . . . . .	109
5.2	Messdatenauswertung . . . . .	112
5.2.1	Signal-Konditionierung . . . . .	112
5.2.2	Detektion der Atemphase . . . . .	115
5.2.3	Detektion der Herzfrequenz . . . . .	119
5.2.4	Unterdrückung der Atmung . . . . .	120
5.3	Zusammenfassung . . . . .	122

<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>123</b>
6.1	Technische Bewertung . . . . .	123
6.1.1	Kalibration . . . . .	123
6.1.2	Amplituden- und Phasenrauschen . . . . .	125
6.1.3	Kapazitive Effekte . . . . .	130
6.2	Experimentelle Ergebnisse . . . . .	131
6.2.1	Vorversuche . . . . .	131
6.2.2	Versuchsreihe . . . . .	134
6.2.3	Humaner Selbstversuch . . . . .	142
6.3	Zusammenfassung . . . . .	148
<b>7</b>	<b>Diskussion und Ausblick</b>	<b>151</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>A-1</b>
A.1	Verwendete Hilfsmittel . . . . .	A-1
A.1.1	Hardware . . . . .	A-1
A.1.2	Software . . . . .	A-1
A.1.3	Bücher, etc . . . . .	A-1
A.1.4	Versuche . . . . .	A-1
A.2	Skripte . . . . .	A-2
A.2.1	Baselinekorrektur . . . . .	A-2
A.2.2	Modellrechnung Einkanalssystem . . . . .	A-3
A.3	Peak Detektor . . . . .	A-4
A.4	Schaltungen . . . . .	A-6
A.4.1	Taylor Demodulator . . . . .	A-6
A.5	Simulation . . . . .	A-7





# Abbildungsverzeichnis

1.1	Schematischer Aufbau des Herzens (vgl. Klinke u. a., 2005) . . . . .	5
1.2	Typischer Verlauf eines EKG's . . . . .	5
1.3	Prinzipschaltbild eines kapazitiven EKG's. Messung über die Elektroden $C_{E1}$ und $C_{E2}$ . Die Differenz ergibt das EKG-Signal. Der invertierte verstärkte Mittelwert wird über $C_{E3}$ ( <i>driven right leg</i> ) zurückgeführt und unterdrückt etwaige kapazitive Einstreuungen aus dem Stromnetz. . . . .	8
1.4	Induktives Messprinzip: Erregerspule induziert Magnetfeld im Körper. Der Körper reagiert mit dem reinduziertem Feld. Die Veränderung des Feldes wird mit der Erregerspule oder einer zusätzlichen Messspule ermittelt . . . . .	10
1.5	Schematische Darstellung der Dämpfung eines Ultra Wideband Radarpulses beim Eindringen in den Körper. Insbesondere die Weglänge im Gewebe verändert die Amplitude merklich (Werte und Abstände entsprechend Staderini, 2002). . . . .	11
2.1	Frontal-Ansicht des Oberkörpers. Das Herz liegt zentral hinter dem Brustbein, die beiden Lungenflügel füllen die Bereiche bis zum Brustkorb fast vollständig (vgl. Klinke u. a., 2005) . . . . .	18
2.2	Entwicklung des Lungenvolumens im Alter von 0-8 Jahren (vgl. Snyder u. a., 1975) . . . . .	19
2.3	Entwicklung der Funktionalen Residualkapazität der Lunge im ersten Lebensjahr (Werte entsprechend der Zusammenhänge aus Leonhardt, 2000). . . . .	19
2.4	Entwicklung des Herzmuskels im Alter von 0-30 Jahren entsprechend (Snyder u. a., 1975) . . . . .	20
2.5	oben: Durchschnittliches Herzvolumen bei Kindern und Jugendlichen. Wert bei 0 Jahren ergänzt entsprechend (Snyder u. a., 1975) . . . . .	21
2.6	Darstellung der relativen Permittivität für eine typische Gewebeprobe (vgl. Moissl u. a., 2004). Die Kapazität einer Probe der Dicke $d$ mit dem Querschnitt $A$ ergibt sich dabei zu $C = \epsilon_0 \epsilon_r \cdot A/d$ . Die daraus resultierende Impedanz berechnet sich zu $Z = \frac{1}{j\omega \cdot C}$ . . . . .	26
2.7	R-RC Ersatzschaltbild nach Cole . . . . .	26
2.8	Darstellung des Impedanzverlaufs nach Cole (inkl. Korrekturfaktor $\alpha$ ) . . . . .	27

2.9 Parallelschaltung mehrerer Cole-Elemente zur Erklärung des Korrekturfaktors  $\alpha$ .  $R_e$  wird nicht variiert, da alle  $R_e$ 's zu  $R_{e,ges} = n^{-1} * R_e$  zusammengefasst werden können. . . . . 27

2.10 Frequenzabhängige Veränderung des Strompfades durch das Gewebe. Bei niedrigen Frequenzen (ca. 10 kHz) fließt der Strom um die Zellen. Bei hohen Frequenzen stellt die Zellwand keine Barriere mehr da und der Strom fließt auch durch das Zellinnere (vgl. Wieskotten, 2009). . . 28

2.11 Schematische Darstellung einer Bioimpedanzmessung mit 4 Elektroden. 29

2.12 Zur Verdeutlichung des Einflusses von Randbedingungen auf numerische Simulationen: Oben: alle Ränder mit offener Randbedingung. Unten: Feld am rechten Rand verläuft senkrecht zum Rand, alle anderen Ränder mit offener Randbedingung . . . . . 33

2.13 4-Punkt-FFT basierend auf Radix-2-Algorithmus . . . . . 36

2.14 Radix-2-Butterfly-Element einer FFT Berechnung . . . . . 36

2.15 Schaltbild eines Instrumentenverstärker . . . . . 43

2.16 Schaltbild Superhet . . . . . 44

2.17 Mischen durch Polaritätsumkehr . . . . . 45

2.18 Dioden-Ring-Mischer . . . . . 46

2.19 Blockschaltbild eines analogen Multiplizierers . . . . . 47

2.20 Gilbert-Zelle . . . . . 47

2.21 Orthogonale Anordnung mit einer Messspule und einer Erregerspule . 50

2.22 Gradiometer-Anordnungen (E= Erreger, M= Mess) . . . . . 50

2.23 Schema der Kompensation mit Pivotspule; hier wird das Primärfeld mit dem Feld der Pivotspule kompensiert . . . . . 50

  

3.1 Vergleich der Stromdichten J: Fließt der Strom durch nur einen Zylinder (links), so ist die mittlere Stromstärke um den Faktor  $\sqrt{2}$  größer als bei gleichem Feld ( $H$ ) und Gewebevolumen in zwei identischen Zylindern (rechts) . . . . . 55

3.2 Schema unter Berücksichtigung von Übertragungsstrecken, Modulation im Gewebe und Umschaltung an den Spulen (die Information (Impedanz) wird im Gewebe aufmoduliert) . . . . . 56

3.3 Signaltheoretisches Modell der Bioimpedanzmessung (Ohmmeter mit Umschaltmatrix) . . . . . 56

3.4 Modell der Wirbelstrominduktion im Herzen . . . . . 58

3.5 Idealisierter Thorax als Simulationsmodell zur Spulenoptimierung . . . 62

3.6 Beispiel: Raster der Simulation, Schnittebene X-Z, Fixpunkte des Gitters markiert . . . . . 63

3.7 Anordnung der Erregerspulen unter dem Thorax-Modell in Seitenlage. Gestrichelte Spulen werden nicht simuliert ("äquivalent wegen Symmetrie). (T: Thorax; H: Herz; L: Lungenflügel) . . . . . 64

3.8 Berechnung der Spulenorientierungen mit vollständiger Primärfeldunterdrückung . . . . . 66

3.9 Signalqualität bei koplanaren Erregerspulen und orthogonalen Messspulen in Erregerspulenebene. Der Bereich im Zentrum des Kegels ist bereits durch die Erregerspule besetzt. Mechanisch und messtechnisch optimal ist die Anordnung rings um die Erregerspule in geringem Abstand (bestes Ergebnis für Er. Sp. 2) . . . . . 67

3.10 Beispiel: Optimale Ausrichtung einer Messspule als Funktion des Ortes (Er. Sp. 2, Ebene  $Z=0$ ). Die  $Z$ -Komponente der Spulenorientierung ist vernachlässigbar. Position je einer realen Mess- und Erregerspule angedeutet . . . . . 67

3.11 Signalqualität für eine Spule bei unterschiedlicher Höhe. Ergebnisse nah am Messobject ( $Z=20$  mm) sind deutlich besser . . . . . 68

3.12 Signalqualität eines koaxialen Gradiometers, Spulenabstand 40 mm in  $Z$ -Richtung. Mit Erregerspule (Er. Sp. 2) wird bei ca.  $x = 0$  mm,  $y = -30$  mm die höchste Empfindlichkeit von allen Simulationen erzielt. . . . . 70

3.13 Verbleibende mittlere Erregung beim koaxialen Gradiometer. Sie verschwindet nicht, ist aber in der Größenordnung des Messsignals und deshalb tolerierbar . . . . . 71

3.14 Signalqualität eines koplanaren Gradiometers (Versatz in  $\vec{e}_z$ -Richtung). Die Empfindlichkeit für Erreger-Spule 2 ist in dieser Anordnung mit der des koaxialen Gradiometer vergleichbar, aber in einem größeren Raum-Bereich konstant hoch. . . . . 72

3.15 Signalqualität eines koplanaren Gradiometers (Versatz in  $\vec{e}_x$ -Richtung). Die Qualität ist etwas schlechter als beim Versatz in  $\vec{e}_z$ -Richtung . . . . . 73

3.16 Signalqualität eines koplanaren Gradiometers (Versatz in  $\vec{e}_y$ -Richtung). Die Qualität ist etwas schlechter als beim Versatz in  $\vec{e}_z$ -Richtung . . . . . 73

4.1 Schema des einkanaligen Messsystems . . . . . 78

4.2 Einspulensystem beim Tierversuch am Jungschwein (in Lübeck) . . . . . 79

4.3 Schematische Darstellung der Diskretisierung des Thorax, Frontalan-sicht beim Erwachsenen, hier exemplarisch mit 80 Zellen . . . . . 81

4.4 Schema von Musimitos . . . . . 83

4.5 Darstellung von drei benachbarten Trägern; es gibt keine Interferenz zwischen den Trägern; Störbänder und benachbarte Nutzsignale über-lappen nicht . . . . . 85

4.6 Unterträger T1 und seine Oberwellen sowie der benachbarte Träger T2 (nach dem 1. Mischer auf der Zwischenfrequenz) . . . . . 85

4.7 Wird das Eingangssignal auf eine von „null“ verschiedene Zwischenfre-quenz heruntergemischt, laufen zwei beliebige Eingangssignale ( $S_1$  und  $S_2$ ) immer durch den gleichen Mischer, so dass Phasen- und Amplitu-denfehler nicht zu unterschiedlichen Dämpfungen führen (beide komplexe Scheitelwert-Zeiger laufen phasenversezt und identisch skaliert). Der Phasenwinkel zwischen  $S_1$  und  $S_2$  bleibt auch bei Phasenfehlern des Demodulators konstant. . . . . 87

4.8 Parasitäre Kapazität am Gain-Set-Widerstand einer symmetrischen Verstärkerstufe . . . . . 88

4.9 Erweiterter Instrumentenverstärker (siehe auch Steffen u. a., 2008) . . . . . 89

4.10 Schema der orthogonalen Spulenordnung . . . . . 91

4.11 Sensorkopf mit zwei Erregerspulen (A,B) und drei versetzt montierten Messspulen mit kapazitiver Schirmung (1-3) . . . . . 91

4.12 Platzierung der Spulen im Inkubator . . . . . 92

4.13 Überlappende Spulen für eine planare Anordnung . . . . . 92

4.14 Blockschaltbild der Endstufe an den Erregerspulen (Einstellung des Verstärkungsfaktors erfolgt durch die Widerstände  $R_{F1}$ ,  $R_{F2}$ ,  $R_{G1}$  und  $R_{G2}$ ) . . . . . 94

4.15 Demodulation der Oberwellen . . . . . 95

4.16 Sternförmige Schirmung des Systems . . . . . 96

4.17 Durch die Verwendung eines geschirmten Kabels mit verdrehten Leiterpaaren werden die induktiv wirksamen Flächen 1,2 und 3 klein gehalten 96

4.18 Taktschema von Musimitos . . . . . 97

4.19 Sample-Zeitpunkte einzelner Referenzsignale ohne S&H, zeitlicher Versatz vernachlässigbar ( $\ll 1 \text{ ms}$ ) . . . . . 98

  

5.1 Übersichtsschema der Software-Kommunikation . . . . . 102

5.2 Kommunikations-Struktur des Programms Visualize . . . . . 103

5.3 Aufteilung des Programms Softdemod inkl. Thread-Grenzen . . . . . 104

5.4 Gemeinsame Nutzung des Puffers . . . . . 105

5.5 Direct Demodulation (Steffen u. a., 2008) . . . . . 110

5.6 Demodulation with FFT Filter (Steffen u. a., 2008) . . . . . 110

5.7 Demodulation mit Abwärtstastung im Fourier-Bereich (Steffen u. a., 2008) . . . . . 110

5.8 Demodulation vollständig im Fourier-Bereich (Steffen u. a., 2008) . . . 110

5.9 Diskrete Impulsantwort des resultierenden Basislinien-Filters auf den Einheitsimpuls (Filterlänge 31 Samples) . . . . . 114

5.10 Beispiel einer Atemdetektion unter CPAP im Tierversuch (Schwein  $< 2kg$ ), integrierter Atemstrom (oben) und magnetische Induktion (unten) . . . . . 116

5.11 Beispiel der abschnittsweisen Approximation des Atemsignals durch Parabelstücke . . . . . 117

5.12 Signalbeispiel mit Markierung der Nulldurchgänge (x), Peaks (+) und plausiblen peaks (o) unter CPAP (gleiche Signal-Abschnitt wie in Abb. 5.10 ) oben: Referenzsignal unten: Messsignal (nur Nulldurchgänge detektiert) . . . . . 119

5.13 Beispiel eines Herzsignals bei angehaltener Atmung. Versuchstier: neugeborenes Ferkel (oben: induktiv, unten Puls Pleth.); Annotation von Hand durchgeführt und mit x markiert. . . . . 120

5.14 Unterdrückung des Lungenanteils (vgl. Steffen u. a., 2007) . . . . . 121

  

6.1 Setup der Kalibrations- und Rauschmessung . . . . . 124

6.2 Kalibration der Spulenstrommessung . . . . . 125

6.3 Rauschspektrum ohne Testobjekt (Kanal 1) (übersetzt aus Steffen u. a., 2008) . . . . . 126

6.4 Rauschspektrum ohne Testobjekt (Kanal 6) (übersetzt aus Steffen u. a., 2008) . . . . . 126

6.5	Rauschspektrum mit Dämpfungsglied (Kanal 1) (übersetzt aus Steffen u. a., 2008)	127
6.6	Rauschspektrum mit Dämpfungsglied (Kanal 6) (übersetzt aus Steffen u. a., 2008)	128
6.7	Spektrale Verteilung des Phasenrauschens (Kanal 6) (übersetzt aus Steffen u. a., 2008)	128
6.8	Rauschmessung Stromkanal 2 ohne Spulen	129
6.9	Rauschmessung Stromkanal 2 mit Spulenstrom ( $\approx 500 \text{ mA}$ )	130
6.10	Ermittlung des kapazitiven Effektes mit nacheinander vermessenen NaCl-Proben der Konzentrationen 0% ( $t \approx 40 - 150 \text{ s}$ ), 0,4% ( $t \approx 150 - 300 \text{ s}$ ) und 0,8% (ab $t = 300 \text{ s}$ . Realteil links, Imaginärteil rechts (übersetzt aus Steffen u. a., 2008)	131
6.11	Einspulensystem beim Tierversuch am Jungschwein	132
6.12	Messergebnisse des Einspulensystems (Skalierung: $\Delta F_{res}$ in kHz, $V_{Lung}$ und PPG entsprechend dem Anteil an $\Delta F_{res}$ in kHz normiert, PPG zur besseren Erkennbarkeit überproportional verstärkt; Offsets willkürlich gewählt)	133
6.13	Beispiel der Spektren am Einspulensystems; Verstimmung des Schwingkreises ( $\Delta f_{res}$ ) verglichen mit dem Lungenvolumen $V_{Lunge}$ und dem PPG-Signal (PPG). Grundfrequenz von Atmung und Herzschlag sind markiert.(Amplituden in Herz, Skalierung von PPG und $V_{Lunge}$ auf den äquivalenten Frequenzversatz, so daß: $\Delta f_{res}(f) \approx k_1 \cdot PPG(f) + k_2 \cdot V_{Lunge}(f)$	133
6.14	Ergebnis für die Herzaktivität nach der Unterdrückung des Atemanteils beim Einkanalssystem.	134
6.15	Bild des Versuchsaufbaus mit Inkubator und Versuchstieren	136
6.16	Beispiel eines Versuchsablaufes	136
6.17	Kontinuierlicher Überdruck (CPAP). X markiert die Atemdetektion (extremwerte des Atemflusses).	138
6.18	Künstliche Beatmung (PCV). X markiert die Atemdetektion (extremwerte des Atemflusses).	138
6.19	Hochfrequenzbeatmung (HFOV)	139
6.20	Verlauf der Herzfrequenz (Tachogramm) unter Apnoe; bestimmt aus der Annotation von kontaktloser Messung (induktiv) und Referenz-Messung (PPG).	140
6.21	Verlauf der Herzfrequenz (Tachogramm) unter Hochfrequenzbeatmung (HFOV); bestimmt aus der Annotation von kontaktloser Messung (induktiv) und Referenz-Messung (PPG).	140
6.22	Skizze für den Messaufbau beim Erwachsenen in Bauchlage (siehe Steffen, 2008).	142
6.23	Bild des Messaufbaus mit Erwachsenen in Rückenlage (siehe Steffen, 2008).	142
6.24	Vergleich von kontaktloser und konventioneller Atemüberwachung in Bauch- (links) und Rückenlage (rechts). Rohdaten entsprechend (Steffen, 2008).	143

6.25 Vergleich von kontaktloser und konventioneller Atemüberwachung in linker und rechter Seitenlage. Rohdaten entsprechend (Steffen, 2008), zwei getrennte Messungen mit unterschiedlicher Atemfrequenz. . . . . 143

6.26 Gegenüberstellung induktives und klassisches Atmungssignal in Bauchlage (gleichzeitig mit Abb. 6.27 gemessen. Rohdaten entsprechend (Steffen, 2008). . . . . 144

6.27 Gegenüberstellung induktives und klassisches Herzsignal in Bauchlage (gleichzeitig mit Abb. 6.26 gemessen, Artefakt bei  $t = 950$  s). (Rohdaten entsprechend Steffen, 2008). . . . . 145

6.28 Gegenüberstellung induktives und klassisches Herzsignal in Seitenlage (links). . . . . 145

6.29 Rauschreduktion durch Kombination der Kanäle 4 und 6. Rohdaten entsprechend (Steffen, 2008). . . . . 146

6.30 Gegenüberstellung klassisches und induktives Herzsignal nach Kombination von zwei Kanälen. Rohdaten entsprechend (Steffen, 2008). . . . 146

6.31 Kompensation von störenden Anteilen durch Kombination von Kanal 4 und Kanal 3 (Messung in Rückenlagen). (Rohdaten entsprechend Steffen, 2008). . . . . 147

6.32 Gegenüberstellung klassisches und induktives Herzsignal (nach Störunterdrückung) in Rückenlagen. (Rohdaten entsprechend Steffen, 2008). 148

A.1 Mischen durch Polaritätsumkehr . . . . . A-6

A.2 Signalqualität bei koplanaren Erregerspulen und orthogonalen Messspulen 20 mm oberhalb der Ebene der Erregerspulen . . . . . A-7

## Danksagung

Diese Arbeit ist am Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik der RWTH Aachen entstanden. Hiermit möchte ich mich bei all denen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt (Inhaber des Lehrstuhls für medizinische Informationstechnik) für die wissenschaftliche Betreuung, aktive Unterstützung und Förderung dieser Arbeit. Und natürlich auch für die fünf Jahre, die ich an seinem Institut arbeiten, lernen und forschen durfte.

Des weiteren gilt mein Dank Herrn Professor Dr.-Ing. Dr.h.c. Dr. habil. Kay Hameyer (Inhaber des Lehrstuhls für elektrische Maschinen) für sein freundliches Interesse an dieser Arbeit, seine konstruktive Kritik und die Übernahme des Korreferates.

Für die konstruktive und unkomplizierte Zusammenarbeit bei klinischen Fragestellungen danke ich Herrn Dr. med. Konrad Heimann. Für die unkomplizierte und engagierte Unterstützung bei den tierexperimentellen Studien danke ich besonders Frau Nina Gronloh (geborene Bernstein). Mein Dank gilt gleichfalls allen Helfern bei den tierexperimentellen Studien und dabei insbesondere Herrn Axel Cordes, Herrn Daniel Pollig und Frau Nora Heerich.

Des weiteren bedanke ich mich bei den ehemaligen Studenten, deren Einsatz zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Nicht zu letzt möchte ich der Exzellenzakademie Medizintechnik der deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) für die persönliche Förderung danken, ohne die große Teile dieser Arbeit so nicht möglich gewesen wären.

Ein gesonderter Dank gilt allen meinen Korrekturlesern und im Besonderen meinen Eltern und Geschwistern.

Abschließend möchte ich meinen Freunden danken, die mich auch in stressigen Zeiten ertragen und aufgebaut haben.