LEHRSTUHL FÜR MEDIZINISCHE INFORMATIONSTECHNIK
Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt

Kapazitive EKG-Messtechnik für Diagnostik und für die Überwachung der Arbeitsbelastung

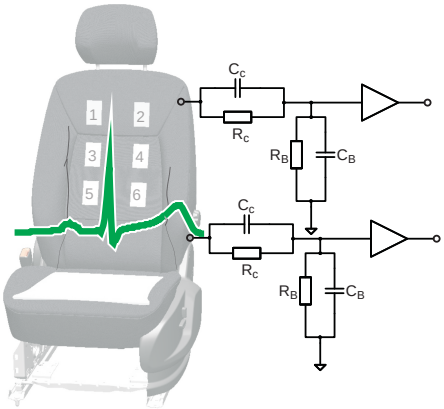
Von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Ingenieurswissenschaften genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Benjamin Eilebrecht
aus Bochum

Berichter: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
Prof. Dr. rer. nat. Dr.-Ing. habil. Michael Vorländer

Datum der mündlichen Prüfung: 31.01.2014



Aachener Beiträge zur Medizintechnik 21
Herausgeber:
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher
Univ.-Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Thomas Schmitz-Rode

Benjamin Eilebrecht

Kapazitive EKG-Messtechnik für Diagnostik und für die Überwachung der Arbeitsbelastung

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

Shaker Verlag
Aachen 2014

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, 2014)

Copyright Shaker Verlag 2014
Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-2800-3
ISSN 1866-5349

Shaker Verlag GmbH • Postfach 101818 • 52018 Aachen
Telefon: 02407 / 95 96 - 0 • Telefax: 02407 / 95 96 - 9
Internet: www.shaker.de • E-Mail: info@shaker.de

Danksagung

Ich möchte mich zunächst herzlich bei einigen Personen bedanken, die mich fachlich und/oder moralisch bei meiner Dissertation unterstützt haben. Als erstem danke ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt, der mit meiner Anstellung im Jahre 2008 den Grundstein für diese Arbeit gelegt hat,die er mit seinem fachlichen Rat begleitet, betreut und unterstützt hat. Gleichzeitig erhielt ich von ihm den notwendigen wissenschaftlichen Freiraum für die Ausgestaltung meiner Ausarbeitung.
Herrn Prof. Dr. rer. nat. Michael Vorländer danke ich für die bereitwillige Übernahme als Zweitgutachter meiner Doktorarbeit. Ebenso gilt mein Dank Herrn Prof. Dr.-Ing. Dirk Heberling sowie Frau Prof. Dr.-Ing. Dorit Merhof für die Bereitschaft, als Dritt- und Viertprüfer meine Promotionsprüfung zu begleiten.
Mein besonderer Dank gilt Dr.-Ing. Marian Walter, der durch zahlreiche fachliche Diskussionen wie auch durch personelle Unterstützung meines Projektes die Entwicklung meiner Dissertation ganz wesentlich positiv beeinflusst hat.
Für seine Unterstützung bei sich stellenden medizinischen Fragestellungen möchte ich mich bei Dr. med. Michael Czaplik herzlich bedanken. Die Zusammenarbeit mit ihm im Rahmen unserer gemeinsamen klinischen Studie führte zu einem hohen wissenschaftlichen In- und Output und zu zahlreichen Publikationen. Hierfür möchte ich ihm einen besonderen Dank aussprechen.
Ebenso möchte ich Robert Pikkemaat für die die Dissertationsinhalte ergänzenden Diskussionen und die Erweiterung meines Horizontes im Bereich der elektrischen Impedanztomographie danken. Aus dieser Zeit ist eine tolle Freundschaft erwachsen.
Für ihre moralische Unterstützung und für jegliche Hilfe in allen Lebenssituationen möchte ich mich bei den guten Seelen des Institutes, Heidi Balzer-Sy und Bettina Clever-Offermanns, ganz herzlich bedanken.
Für eine außerordentlich angenehme und gleichzeitig fordernde Zusammenarbeit möchte ich mich beim Team des Ford Forschungszentrums Aachen bedanken. Insbesondere die interdisziplinäre Expertise und kritische Hinterfragungen meiner wissenschaftlichen Arbeit haben einen positiven Beitrag zu dieser Dissertation geleistet.
Auch beim Team des MedIT, bei all meinen Kolleginnen und Kollegen, möchte ich mich recht herzlich für die fünf Jahre am Lehrstuhl und die sehr gute Zusm-

menarbeit mit vielen fachlichen Diskussionen und Anregungen bedanken. Durch die vielen Instituts-Aktivitäten habe ich während dieser Zeit viele Freundschaften geschlossen und werde Aachen damit stets tief verbunden sein.
Zu guter Letzt möchte ich mich noch bei meiner Familie und meiner Freundin bedanken, welche mich insbesondere in schweren Zeiten moralisch und psychisch unterstützt, aufgebaut und in anstrengenden Phasen ausgehalten und ertragen haben. Auch eure fachfremden Korrekturen, das allgemeine Verständnis meiner Doktorarbeit verbessernd, haben zur erfolgreichen Dissertation beigetragen. Zwei Personengruppen gilt weiter wissenschaftlich ein sehr großer Dank: den Studenten, die ich während meiner Promotionszeit betreuen durfte sowie den Hiwis, welche mich in meiner Arbeit unterstützt haben. Vielen Dank für euer Vertrauen und eure wissenschaftlichen Erkenntnisse, ohne die diese Arbeit in dieser Form nicht entstanden wäre. Besonderer Dank gilt hierbei Lennart Leicht, Antje Schommartz, Johannes Willkomm und Manuel Dalsass für ihre wissenschaftlich hervorragenden Abschlussarbeiten.

Zusammenfassung

Die kapazitive EKG-Messtechnik zur kontaktlosen Erfassung elektrischer Biopotentiale, wie etwas des EKGs oder des EEGs, war seit ihrer ersten wissenschaftlichen Veröffentlichung durch Richardson im Jahre 1967 Gegenstand vieler Untersuchungen. Entgegen konventioneller Messtechnik ist hierbei das Aufbringen von Klebelektroden auf die Haut des Patienten nicht mehr notwendig und eine Messung durch die Kleidung hindurch möglich. In den letzten Jahren wurde diese Art der Messung zunehmend durch die Entwicklung spezialisierter integrierter Schaltungen erleichtert. Durch diese Kontaktlosigkeit ergibt sich eine Vielzahl neuer Anwendungsfelder vom Monitoring von Neugeborenen über eine Integration in Kleidungsstücke bis hin zur Anwendung in der Unterhaltungsindustrie, welche durch die kapazitive Messtechnik erschlossen werden können.
Eine kommerzielle Anwendung kapazitiver Elektroden zur Biosignalmessung existiert bislang noch nicht. Ursache hierfür ist die durch viele Untersuchungen bestätigte Anfälligkeit für Artefakte, welche auf eine Relativbewegung zwischen Elektrode und Körper zurückgeführt werden.
Eine in dieser Arbeit durchgeführte Systemanalyse zeigt, dass geringste elektrostatische Ladungen zwischen Kleidungsschichten für diese Bewegungsartefakte mitverantwortlich sind. Bestätigt werden die Ergebnisse durch eine Studie, welche den Einfluss verschiedener externer Parameter auf die Signalqualität untersucht hat. Hierbei stellte sich heraus, dass sowohl der Kontakt zu den Elektroden als auch die Art der Kleidung des Probanden, insbesondere deren Dicke und Anzahl an Faserstoffen, wesentlich mit der Signaqualität korreliert sind.
um der Problematik von Bewegungsartefakten zu begegnen und eine valide Herzratenerkennung zu ermöglichen, wurden in dieser Arbeit verschiedene sowohl hard- als auch softwareseitige Lösungsansätze getestet. Insbesondere zeigte hierbei eine aktive Befeuchtung der Kleidung hohes Verbesserungspotential, da diese den Abfluss elektrostatischer Ladungen begünstigt. Doch auch ohne weiteren schaltungstechnischen Aufwand konnte durch die Verwendung eines Template-Matching-Algorithmus die Detektionsgenauigkeit der Herzrate wesentlich erhöht werden.
Im Anwendungskapitel wird in dieser Arbeit eine Bewertung der kapazitiven EKG-Messtechnik für zwei Anwendungsfelder vorgenommen: zum einen für die Überwachung der Arbeitsbeanspruchung von Autofahrern und zum anderen zu diagnostischen Zwecken im Rahmen eines Patienten-Screenings. Die Ergebnisse zeigen,

dass die Messtechnik in vielen Fällen hinreichende gute Signalqualitäten liefert, welche allerdings durch die Kleidung des Patienten sowie durch Bewegungen von zwei externen Faktoren abhängig ist. So ist im Falle eines Patientenscreenings die Bestimmung der Herzrate oder von Herzrhythmusstörungen meist problemlos möglich, wohingegen die diagnostische Aussagekraft aufgrund von Signaldeformationen weniger aussagekräftig ist. Für eine Überwachung der Arbeitsbeanspruchung von Autofahrern stellt die die aus der Herzrate abgeleitete Herzratenvariabiliät (HRV) einen guten Indikator dar. Die Ergebnisse einer im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Studie zeigen, dass insbesondere auf längeren und unterbrechungsfreien Streckeabschnitten, wie etwa der Autobahn, eine Messung der HRV und damit der Arbeitsbeanspruchung möglich ist, wohingegen bei Stadtfahrten die HRV stärkeren Abweichungen von der Referenz unterliegt und eine Aussage der Arbeitsbeanspruchung eingeschränkt ist.
Abschließend wird in dieser Arbeit nach einer kurzen Diskussion der erzielten Ergebnisse ein Ausblick auf mögliche weitere Forschungsrichtungen gegeben.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung iii

Zusammenfassung v

Inhaltsverzeichnis vii

Symbolverzeichnis xi

Abbildungsverzeichnis xix

1 Einleitung 1
1.1 Motivation . . . 1
1.2 Zielsetzung der Arbeit . . . 2
1.3 Gliederung der Arbeit . . . 3

2 Medizinische Grundlagen 5
2.1 Physiologie des Herzens . . . 5
2.1.1 Anatomie des Herzens . . . 5
2.1.2 Erregungsbildung und Reizleitung . . . 7
2.2 Grundlagen der Elektrokardiographie . . . 9
2.2.1 EKG-Ableitungen . . . 10
2.2.2 Wellenform und Intervalle . . . 13
2.3 Pathophysiologische Veränderungen des Herzens und deren Einfluss auf das EKG . . . 16
2.3.1 Erregungsbildungsstörungen . . . 17
2.3.2 Erregungsleitungsstörungen . . . 18
2.3.3 Erregungsrückbildungsstörungen . . . 19
2.4 Herzratenvariabilität . . . 22
2.4.1 HRV im Zeitbereich . . . 23
2.4.2 HRV im Frequenzbereich . . . 26
2.4.3 Nicht-lineare HRV-Parameter . . . 28
2.4.4 Physiologische Korrelate der HRV . . . 34

3 Kapazitive EKG-Messtechnik 39
3.1 Einführung in die kapazitive Messtechnik 40
3.1.1 Analoge Signalverarbeitung 42
3.1.2 Design kapazitiver Elektroden 47
3.1.3 Applikationen 51
3.2 Einfluss externer Faktoren auf die Qualität kapazitiver EKG-Signale 53
3.2.1 Studiendesign 54
3.2.2 Ergebnisse 58
3.2.3 Ableitbare Handlungsimplikationen 68

4 Systemanalyse 71
4.1 Charakterisierung des Elektroden-Haut-Übergangs 71
4.1.1 Elektroden-Haut-Modelle 71
4.1.2 Charakterisierung von Elektroden-Haut-Übergängen 72
4.2 Systemmodellierung und -simulation 81
4.2.1 Führungsübertragungsverhalten 83
4.2.2 Störübertragungsverhalten 85
4.2.3 Stabilität 86
4.2.4 Einfluss des Elektroden-Haut-Übergangs auf EKG-Diagnostik 89
4.3 Zusammenfassung 105

5 Verfahren zur Verbesserung der R-Zacken-Detektion 108
5.1 Bestehende Ansätze 108
5.2 Hardware-technische Lösungen 111
5.2.1 Datenredundanz durch mehrkanalige EKG-Systeme 111
5.2.2 Reduktion der Kontaktimpedanz mittels Feuchtigkeitsregelung 118
5.3 Algorithmische Verfahren 125
5.3.1 Adaptive Filterung mit Beschleunigungssignalen 126
5.3.2 Independent Component Analysis bei mehrkanaligen EKG-Systemen 132
5.3.3 Template-Matching 142
5.4 Zusammenfassung 148

6 Überwachung der Arbeitsbeanspruchung von Fahrzeugführern mittels HRV-Analyse 150
6.1 Bestimmung der Arbeitslast mittels HRV-Analyse 151
6.2 HRV-basierte Bestimmung der Arbeitsbeanspruchung während der Autofahrt 154
6.2.1 Studiendesign und Datenauswertung 156

6.2.2 Ergebnisse 160
6.2.3 Diskussion 170
6.3 Zusammenfassung 171

7 Untersuchung der klinischen Eignung eines kapazitiven EKGs 173
7.1 Hintergrund 173
7.2 Material und Methoden 174
7.3 Ergebnisse 176
7.4 Diskussion 181

8 Zusammenfassung und Ausblick 184

9 Literaturverzeichnis 189

10 Im Rahmen dieser Arbeit enstandene Journal- und Konferenz-Beiträge: 209

A Anhang 213
A.1 Geschätzte Impedanzwerte der Elektroden-Haut-Kopplung 213
A.2 Tabelle in Kapitel 6.2 ausgewerteter HRV-Parameter 215
A.3 Fehleranfälligkeit von HRV-Parametern 217

Symbolverzeichnis

Abkürzungen

Abkürzung	Bedeutung
a	augmented
ApEn	Approximative Entropie
AR	Autoregressiv
ASA	American Society of Anestesiologists Classification
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
AUC	Area Under Curve
AV	Atrioventrikular
BH	Büstenhalter
BHB	Büstenhalter mit Bügel
BMI	Body-Mass-Index
bpm	beats per minute
BW	Baumwolle
CHF	congestive heart failure
CMR	common mode rejection
CPE	Constant Phase Element
DET	determinism
DRL	driven right leg
E	Energie
EFICA	efficient variant of the fast ICA
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
EOG	Elektrookulogramm
ESB	Ersatzschaltbild
ESC	Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society for Pacing and Electrophysiology
FET	Feldeffekttransistor
FFT	Fast Fourier Transformation
FIR	Finite Impulse Response

FN	Falsch negativ
FP	Falsch positiv
FPGA	Field Programmable Gate Array
FPICA	Fixed Point ICA
GO	Goretex
HF	high frequency
HP	Hochpass
HR	Herzrate
HRV	Herzratenvariabilität
IC	Independent Component
ICA	Independent Component Analysis
ICD	International Classification of Diseases
LA	Linker Arm
LE	Leder
LF	low frequency
LF	Linker Fuß
LI	Leinen
lnHF	logarithmierte HF-Komponente
lnLF	logarithmierte LF-Komponente
LY	Elastan
MF	Mischfaser
MI	myocardial infarction
NASA	National Aeronautics and Space Administration
NN50	Anzahl mehr als 50 ms voneinander abweichender Paare benachbarter NN-Intervalle
NREM	Non Rapid Eye Movement
OP	Operationsverstärker
pNN50	Prozentuale Anzahl mehr als 50 ms voneinander abweichender Paare benachbarter NN-Intervalle
PC	Personal Computer
PC	Principal Component
PCA	Principal Component Analysis
PPV	Positiver prädiktiver Wert
PY	Polyester
RA	Rechter Arm
RP	Richtig positiv
REC	Recurrence Rate
REM	Rapid Eye Movement

RMS	Standardabweichung der RR-Intervalle nach linearer Trendbereinigung
RMSSD	root of the mean squared differences of successive NN intervals
ROC	Receiver Operating Characteristic
RWTH Aachen	Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen
SA	sinuatrial
SampEn	Sample-Entropie
SDNN	Standardabweichung der NN-Intervalle
SDNN-i	SDNN Index
SE	Seide
ShEn	Shannon-Entropie
SMD	surface mounted device
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
TINN	Länge der Basis des minimalen quadratischen Unterschiedes der triangulären Interpolation
TLX	Task Load Index
TP	Tiefpass
μC	Mikrocontroller
ULF	ultra low frequency
VK	Viskose
VLF	very low frequency
WO	Wolle

Lateinische Symbole

Symbol	Bedeutung	Einheit
A	Mischungsmatrix	
a_{ij}	Mischterme	
$a(t)$	Sprungantwort	
a_{max}	Amplitudendifferenz zum nächsten Maximum	V
a_{min}	Amplitudendifferenz zum nächsten Minimum	V
ApEn	Approximative Entropie	
B	Rückmischungsmatrix	
b_{ij}	Rückmischungsterme	
$C(k)$	Kostenfunktion	
C	Kapazität	F
C_B	Biaskapazität	F
C_c	Koppelkapazität	F
C_{c0}	Basiskoppelkapazität	F
C_E	Kapazität zwischen Körper und Erde	F
C_{HD}	Kapazität des Metal-Elektrolyt-Übergangs	F
C_I	Isolationskapazität	F
C_L	Kapazität zwischen Elektrode und Haut bei einer Trockenelektrode	F
C_p	Kapazität der Rückkopplung	F
C_r	Kapazität zwischen DRL-Elektrode und Körper	F
C_S	Kapazität zwischen Systemmasse und Erde	F
C_{SC}	Kapazität der Haut	F
C_{Ti}	Textilkapazität von Textilschicht i	F
d	Dämpfung	$\frac{kg}{s}$
D(s)	Störgröße	
D_2	Korrelationsdimension	
d_{max}	Zeitdifferenz zum nächsten Maximum	s
d_{min}	Zeitdifferenz zum nächsten Minimum	s
DET	determinism	%
$d(X_i, X_j)$	Abstand zwischen Vektor X_i und X_j	s
e(k)	diskrete Fehlerfunktion	
f	Frequenz	Hz
G	Übertragungsfunktion	
G_{el}	Übertragungsfunktion einer Elektrode	

$G_{el,0}$	Verstärkung einer Elektrode für $s \to \infty$	
$G_{el,\infty}$	DC-Verstärkung einer Elektrode	
$h(t)$	Impulsantwort	
$h(k)$	Filterkoeffizienten	
H_{bei}	Übertragungsfunktion vom Körper zum Ausgang von Elektrode i	
H_{eir}	Übertragungsfunktion vom Ausgang der i-ten Elektrode zum Ausgang des Rückkoppelverstärkers	
H_{rb}	Übertragungsfunktion vom Ausgang des Rückkoppelverstärkers zum Körper	
HF	HF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	ms^2
HF	prozentualer HF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	%
i	maximale prozentuale Änderung der Koppelkapazität	%
K	Federkonstante	$\frac{kg}{s^2}$
k_i	skalarer Faktor zur Übertragung des EKG-Signals zu Elektrode i	
K_R	Rückkoppelverstärkung	
LF	LF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	ms^2
LF	prozentualer LF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	%
L_{mean}	mittlere Linienlänge im Recurrence-Plot	
L_{max}	maximale Linienlänge im Recurrence-Plot	
$m_i(t)$	i-tes Messsignal	
M	Messsignalvektor	
M_1	Distanzmatrix	s
M_2	Binärmatrix	
Mean HR	Mittlere Herzfrequenz	1/min
Mean RR	Mittleree NN-Intervall	ms
$n_i(t)$	i-tes Störsignal	V
n(k)	diskretes Störsignal	
n'(k)	gemessenes diskretes Störsignal	
NN_i	i-tes NN-Intervall	s
NN50	Anzahl mehr als 50 ms voneinander abweichender Paare benachbarter NN-Intervalle	
p_{Dampf}	Dampfdruck	Pa
pNN50	Prozentuale Anzahl mehr als 50 ms voneinander abweichender Paare benachbarter NN-Intervalle	%
Q_0	Impedanz eines CPE bei $\omega = 1\frac{rad}{s}$	Ω
R^2	Bestimmheitsmaß	

r	Toleranzwert	s
R	Widerstand	Ω
R_B	Biaswiderstand	Ω
R_b	Körperwiderstand	Ω
R_c	Koppelwiderstand	Ω
R_G	Widerstand des Elektrolytgels	Ω
R_{HD}	Widerstand des Metal-Elektrolyt-Übergangs	Ω
R_L	Widerstand zwischen Elektrode und Haut bei einer Trockenelektrode	Ω
R_p	Widerstand zur Einstellung der Rückkoppelverstärkung	Ω
R_r	Widerstand zwischen DRL-Elektrode und Körper	Ω
R_{rs}	Schutzwiderstand im Rückkoppelpfad	Ω
R_s	Rückkoppelwiderstand	Ω
R_{SC}	Hautwiderstand	Ω
R_{Ti}	Textilwiderstand von Textilschicht i	Ω
R_{Wasser}	Gaskonstante von Wasser	$\frac{J}{molK}$
REC	Recurrence Rate	%
RMSSD	root of the mean squared differences of successive NN intervals	ms
$s_i(t)$	i-tes Ursprungssignal	
s(k)	diskretes Signal	
S	Ursprungssignalvektor	
SampEn	Sample-Entropie	
SD_i	Standardabweichung in der i-ten Achsenrichtung beim Poincaré-Plot	ms
SDNN	Standardabweichung der NN-Intervalle	ms
SDNN-i	SDNN Index	ms
ShEn	Shannon-Entropie	
T	Temperatur	K
T	Zeitkonstante	s
T_c	Textile Konstante aus Produkt aus R_c und C_c	s
T_i	i-te Zeitkonstante einer kapazitiven Elektrode	s
T_T	Taupunkttemperatur	°C
TINN	Länge der Basis des minimalen quadratischen Unterschiedes der triangulären Interpolation	ms
u	Einheitssprungfunktion	
U_{hz}	Halbzellenpotential	V
U_i	Eingangsspannung	V

U_o	Ausgangsspannung	V
U_{sc}	Statische Spannung zwischen zwei Textilschichten	V
ULF	ULF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	ms^2
VLF	VLF-Anteil des Herzfrequenzspektrums	ms^2
W(s)	Führungsgröße	
X_i	Vektor aus NN-Intervallen	s
$x_i(t)$	i-tes EKG-Signal	V
Y	Rückmischungsvektor	
Y	Admittanz	S
Y(s)	Regelgröße	
$y_i(t)$	rückgemischte Signale	
y(k)	diskretes Ausgangssignal	
Y_{CPE}	Admittanz eines CPE	S
Z	Impedanz	Ω
Z_{CPE}	Impedanz eines CPE	Ω
Z_{ci}	Koppelimpedanz von Elektrode i	Ω

Griechische Symbole

Symbol	Bedeutung	Einheit
ϵ_0	Permittivität von Vakuum	$\frac{As}{Vm}$
ϵ_r	relative Permittivität	
∇C	Gradient der Kostenfunktion C	
σ	Rückkoppelfaktor	
μ	Schrittweite	
ω	Frequenz	Hz
ω_0	Schwingfrequenz	Hz
ω_i	i-te Eckfrequenz einer kapazitiven Elektrode	Hz
ρ	spezifischer Widerstand	Ωm
ρ_{abs}	Dichte	$\frac{kg}{m^3}$

Abbildungsverzeichnis

2.1 Schematische Darstellung der Anatomie des Herzens. 6
2.2 Erregungs- und Reizleitungssystem des Herzens. 7
2.3 Zellpotential während einer elektrischen Erregung nach [87]. 9
2.4 Standardisierte EKG-Ableitungen nach Goldberger und Einthoven (links), sowie Brustwandableitungen nach Wilson (rechts). 11
2.5 Cabrerakreis. 12
2.6 EKG-Zyklus. 13
2.7 Schematische Darstellung der Erregungsleitung des Herzens. 14
2.8 Baumdiagramm üblicher HRV-Parameter. 22
2.9 Häufigkeitsverteilung von NN-Intervallen zur Berechnung von *HRV-Triangular-Index* und TINN. 26
2.10 Leistungsdichtespektrum der RR-Intervalle, berechnet über eine FFT (links) sowie geschätzt mittels eines AR-Modells (rechts). . . . 27
2.11 Poincaré-Plot aufeinander folgender RR-Intervalle. 29
2.12 Recurrence-Plot. 33

3.1 Blockschaltbild der Filterkette eines EKG-Messsystems. DRL = driven right leg (Erklärung im Text). 42
3.2 Exemplarisches EKG-Signal und zugehöriges Amplitudenspektrum aufgeteilt nach EKG-Wellen. 44
3.3 Potentieller Einfluss von Filterstufen auf das EKG-Signal. 45
3.4 Eingangsstufen kapazitiver Elektroden: a) rein kapazitive Kopplung unter Vernachlässigung der Eingangskapazität. b) rein kapazitive Kopplung mit Eingangskapazität c) kapazitiv-resistive Kopplung mit Eingangswiderstand und -kapazität. 47
3.5 Verfahren zur Kompensation von Eingangskapazitäten. Links: Aktive Schirmung, rechts: Stromrückkopplung. 51
3.6 CAD-Zeichnung des Fahrersitzes mit integrierten kapazitiven Elektroden. Die Zahlen an den Pfeilen kennzeichnen die Kanalnummern. 56
3.7 Qualitativ gutes (links) und schlechtes (rechts) kapazitives EKG-Signal. 57
3.8 Statistische Verteilung von Lagetypen. 59

3.9 Sechs beispielhafte kapazitive EKG-Signale, welche jeweils aus der Überlagerung aller Herzzyklen eines fünfminütigen EKGs ermittelt wurden. 59
3.10 Box-Whisker-Plot der Qualitätsindices in Abhängigkeit vom Anpressdruck. 61
3.11 Box-Whisker-Plot der Qualitätsindices in Abhängigkeit von BMI, Brustumfang, Gewicht und Größe. 63
3.12 Regressionsanalyse zur Abhängigkeit der Sensitivität von der Statur. 64
3.13 Regressionsanalyse zur Abhängigkeit der Sensitivität von der Herzachse. 65
3.14 Häufigkeit der Qualitätsindices in Abhängigkeit vom Lagetyp. . . . 66
3.15 Box-Whisker-Plot der Sensitivität in Abhängigkeit von der Anzahl der Kleidungsschichten und Fasern. 67
3.16 Einfluss der Anzahl an Kleidungsschichten (links) und Anzahl verschiedener Fasern (rechts) auf die Sensitivität der R-Zacken-Detektion. 68

4.1 Elektrodenmodelle feuchter (a) und trockener (b) sowie kapazitiver Elektroden mit (c) und ohne Isolationsschicht (d). 73
4.2 Ortskurven verschiedener Kopplungsmodelle. 74
4.3 Modelle zur Simulation des Elektroden-Haut-Übergangs kapazitiver Elektroden. 74
4.4 Messstand zur Bestimmung der Koppelimpedanz zwischen Körper und Elektrode. 75
4.5 Curve-Fit der getesteten Modelle bei Messung mit einer einlagigen Baumwollschicht. 78
4.6 Modellgenauigkeit verschiedener Kopplungsmodelle. 79
4.7 Boxplot der Multiplikation von geschätzten Widerstands- und Kapazitätswerten über alle drei Drücke. Die verwendeten Abkürzungen können dem Abkürzungsverzeichnis entnommen werden. 80
4.8 Ersatzschaltbild eines kapazitiven EKG-Messsystems. 82
4.9 Blockschaltbild zum Führungsübertragungsverhalten eines kapazitiven EKG-Messsystems. 83
4.10 Blockschaltbild zum Störübertragungsverhalten eines kapazitiven EKG-Messsystems. 85
4.11 Vereinfachtes Ersatzschaltbild eines kapazitiven EKG-Messsystems. 87
4.12 Bode-Diagramme von H_{rb},H_{eir},H_{be1},H_{be2} und $H_{rb}(H_{be1}H_{e1r} + H_{be2}H_{e2r})$. 88
4.13 Koppelimpedanz gemessen durch einlagige Baumwollschicht im Sommer (schwarz) und im Winter (grau). 93

4.14 *Lag*- (links) und *Lead*-Verhalten (rechts) kapazitiver Elektroden. Oben: Bode-Diagramme der Übertragungsfunktionen H_{eir} $(i = 1, 2)$ und $G_W(s)$, unten: Eingangs- und mit $G_W(s)$ gefiltertes Ausgangssignal. 94
4.15 Amplitudenspektren zweier kapazitiver EKG- sowie synchron registrierter Referenz-EKG-Signale. 96
4.16 Zeitlicher Verlauf der Koppelimpedanz bei Messung über eine einlagige Baumwollschicht. Der Abstand zwischen den Messungen betrug jeweils eine Minute. 98
4.17 Signalamplituden, verursacht durch mechanische Änderung der Koppelimpedanz, gemessen an Baumwolle (oben) und Vlies (unten) bei hohem (links) und niedrigem Anpressdruck (rechts). 99
4.18 Modell kapazitiver Kopplung mit statischer Aufladung. 101
4.19 Entwicklung der Korrelation zwischen U_i und $U_{o1} - U_{o2}$ ohne elektrostatische Aufladung und Gleichtaktsignal in Abhängigkeit von der Basiskoppelimpedanz sowie deren prozentualer sinusoidaler Änderung. 102
4.20 Überlagerte Herzzyklen bei Messungen durch Mischfaser (links) und Baumwolle (rechts). 103
4.21 Modell kapazitiver Kopplung mit statischer Aufladung. 103
4.22 Ersatzschaltbilder aktiver Elektroden ohne (a) und mit (b) statische Ladungen an der Textil-Textil-Schnittstelle. 104
4.23 Eingangs- und Ausgangssignal bei Vorliegen elektrostatischer Aufladung (10 mV) und Änderung der Koppelimpedanz um 10 %. . . . 105
4.24 Entwicklung der Korrelation zwischen U_i und $U_{o1} - U_{o2}$ mit elektrostatischer Aufladung und Gleichtaktsignal in Abhängigkeit von der Basiskoppelimpedanz sowie deren prozentualer sinusoidaler Änderung. 106

5.1 Vorgehensweise bei der R-Zacken-Detektion in EKG-Signalen. . . . 108
5.2 Sensitivität und positiver prädiktiver Wert je Proband. 113
5.3 Häufigkeit der höchsten Sensivität sowie des höchsten PPV je Kanal. 114
5.4 Mittlere R-Zacken-Amplitude je Kanal. 115
5.5 Sensitivität und positiver prädiktiver Wert je Proband. 116
5.6 Entwicklung der Sensitivität und des PPV bei Wegfall einzelner Elektroden. 117
5.7 Exemplarischer 10-sekundiger EKG-Ausschnitt innerhalb der ersten (oben) sowie sechsten Minute (unten) einer Messung. 119
5.8 Schematische Darstellung der beheizten Silikagelkammer (links) sowie deren reale Umsetzung (rechts). 120
5.9 Blockschaltbild des Systems zur aktiven Impedanzreduktion. 121

5.10 Ca. 20-sekündiger Ausschnitt (links) sowie Detailansicht (rechts) aus einer Messung mit aktiver Befeuchtung (oben) sowie bei inaktivem System (unten). 123
5.11 Sensitivität (rechts) und PPV (links) mit und ohne Beheizung der Elektroden. 124
5.12 Struktur eines adaptiven Filters. 126
5.13 Sensitivität und PPV der R-Zacken-Detektion je Kanal nach adaptiver Filterung. 129
5.14 Beispiel-Ausschnitt aus einem mit einem adaptiven Filter gefilterten kapazitiven EKG-Signal und die zugehörigen Beschleunigungswerte (oben) sowie deren Detaildarstellung (unten). 130
5.15 Artefaktfreier Beispiel-Ausschnitt aus einem mit einem adaptiven Filter gefilterten kapazitiven EKG-Signal und die zugehörigen Beschleunigungswerte. 131
5.16 Anordnung der kapazitiven Elektroden zur Prüfung der ICA. 135
5.17 Boxplot der Sensitivität, des PPV und des F-Maßes ohne und nach symmetrischer ICA bei Annahme von 1-8 unabhängigen Komponenten (ICs). 136
5.18 Messsignale $x_1 - x_8$ und unabhängige Komponenten $s_1 - s_8$ nach Durchführung einer ICA. 137
5.19 Lokale Störungen in kapazitiven EKG-Signalen. 138
5.20 Ergebnisse einer ICA mit und ohne lokal auftretende Störsignale. . 141
5.21 Schematische Darstellung des Template-Matching-Algorithmus. . . 144
5.22 Schar kapazitiver EKG-Zyklen (grau) und aus dem Median ermitteltes Template (schwarz). 145
5.23 EKG mit und ohne aszendierende Baseline. 145
5.24 Sensitivität, PPV und F-Maß des Template-Matching- und des Pan-Tompkin-Algorithmus bei Berücksichtigung aller Messungen (links) sowie aller Messignale mit guter Signalqualität (rechts) ($r_{th} = 0,7$). 146
5.25 Sensitivität, PPV und F-Maß des Template-Matching- und des Pan-Tompkin-Algorithmus bei Berücksichtigung aller Messungen (links) sowie aller Messignale mit guter Signalqualität (rechts) ($r_{th} = 0,6$). 148

6.1 Zeitlicher Ablauf der Labormessungen. 156
6.2 Zeitlicher Ablauf der Labormessungen. 158
6.3 Errorplots von $\mathrm{LF}_{FFT}[\mathrm{ms}^2]$ (links) und $\mathrm{LF}_{FFT}[\%]$ (rechts) über den gesamten Messablauf. 161
6.4 Korrelationen zwischen HRV-Parametern im Zeitbereich und NASA-TLX-Maßen. 162

6.5 Korrelationen zwischen HRV-Parametern im Frequenzbereich und NASA-TLX-Maßen. 163
6.6 Korrelationen zwischen HRV-Parametern im Frequenzbereich und NASA-TLX-Maßen. 163
6.7 Korrelationen zwischen HRV-Parametern und mentaler Beanspruchung. 165
6.8 Boxplot der Sensitivität, des PPV und des F-Maßes für Stadtfahrt und Autobahnfahrten. 167
6.9 Fehleranfälligkeit einiger HRV-Parameter. 169

7.1 Verteilung auswertbarer und ausgeschlossener Daten nach Kleidungsmaterialien. 177
7.2 Bland-Altman Plot zum Vergleich von Herzrate, QRS-, PQ- und QT-Dauer zwischen kapazitivem und konventionellem EKG. 179
7.3 ROC-Kurven für kompletten Schenkelblock und Long-QT-Syndrom. 181