

Kontaktlose und robuste Überwachung des kardiorespiratorischen Systems mittels kapazitiver Messtechnik

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
Tobias Wartzek
aus Krefeld

Berichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Peter Vary

Datum der mündlichen Prüfung: 04.06.2013

Herausgeber:

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

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

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

Tobias Wartzek

**Kontaktlose und robuste Überwachung des
kardiorespiratorischen Systems mittels
kapazitiver Messtechnik**

Ein Beitrag aus dem Philips Lehrstuhl für Medizinische
Informationstechnik im Helmholtz-Institut der RWTH Aachen
(Universitätsprofessor Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt).

RWTHAACHEN
UNIVERSITY

Shaker Verlag
Aachen 2013

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, 2013)

Copyright Shaker Verlag 2013

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

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-2034-2

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

In der Wissenschaft gleichen wir alle nur den Kindern, die am Rande des Wissens hier und da einen Kiesel aufheben, während sich der weite Ozean des Unbekannten vor unseren Augen erstreckt.

Isaac Newton (1643-1727)

Danksagung

Die vorliegende Dissertation ist während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik im Helmholtz-Institut der RWTH Aachen entstanden.

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt bedanken. Er gewährte mir eine große Freiheit bei der Gestaltung meiner Arbeit, so dass ich mich frei entfalten konnte. Die kritischen fachlichen Diskussionen und die konstruktive Kritik habe ich immer sehr geschätzt. Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Peter Vary für das große Interesse an meiner Dissertation und die Übernahme des Korreferats bedanken.

Ich möchte mich auch bei allen Kolleginnen und Kollegen und Studierenden bedanken. Durch die Diskussionen, die angenehme Arbeitsatmosphäre und die Abschlussarbeiten haben sie einen Teil zu dieser Arbeit beigetragen. Ein ganz besonderer Dank geht dabei an Herrn Dipl.-Ing. Christoph Brüser für die sehr sorgfältige und kritische Durchsicht meiner Dissertation und die vielen Gespräche. Unserem Obergeringenieur Herrn Dr.-Ing. Marian Walter danke ich ebenfalls für die anregenden Diskussionen und das angenehme gemeinsame Arbeiten. Unserer Sekretärin Frau Balzer-Sy möchte ich für die unermüdliche Unterstützung in der Hektik des Alltags meinen herzlichen Dank aussprechen.

Ein großer Dank gilt auch meiner gesamten Familie die mich und meine Frau Saskia in der turbulenten und stressigen Endphase der Promotion in jeder Hinsicht tatkräftig unterstützt hat.

Ganz besonders möchte ich mich bei meiner Frau Saskia bedanken, wobei die letzte Danksagung nicht die unwichtigste Person anspricht, sondern, ganz im Gegenteil ähnlich wie bei Veröffentlichungen, eine besondere Bedeutung besitzt. Trotz der eigenen Examensprüfungen und unseres sehr quirligen und fordernden Sohnes Anton hat sie mir immer den Rücken frei gehalten und stets Verständnis für die vielen Überstunden und Entbehrungen gezeigt.

Aachen, im Juni 2013

Tobias Wartzek

Kurzfassung

Der demographische Wandel und der damit einhergehende Kostendruck im Gesundheitswesen erfordert für die Zukunft ein Umdenken in der medizinischen Versorgung. Zur Vermeidung kosten- und zeitintensiver Therapien, ist eine präventive Überwachung anzustreben, mit deren Hilfe nicht nur im Rahmen eines Krankenhausaufenthaltes, sondern bereits im alltäglichen Leben, Veränderungen des Gesundheitszustandes möglichst frühzeitig erkannt werden können. Problematisch dabei ist, dass die erforderlichen engmaschigen Kontrollen der Vitalparameter auf einer Normalstation oder in der häuslichen Versorgung, aufgrund von Personalmangel oder fehlender fachlicher Kompetenz, kaum zu gewährleisten sind. Als Lösung bieten sich kontaktlose Messtechniken an, die in Alltagsgegenständen, wie beispielsweise einem Bett, integriert werden können und dadurch für den Patienten eine nahezu unmerkliche und automatische Überwachung der Vitalparameter erlauben.

In der vorliegenden Arbeit wird, am Beispiel der kontaktlosen kapazitiven Messung des Elektrokardiogramms (EKG) und der Respiration, erstmalig die gesamte Messkette von den Sensoren bis hin zur Signalverarbeitung betrachtet, mit dem Ziel valide Messwerte von Herz- und Atemrate zu erhalten. Während in der Literatur bis dato immer nur kurze, ungestörte Messsignale dargestellt werden und die starken Bewegungsartefakte, wenn überhaupt, nur am Rande Beachtung finden, geht diese Arbeit explizit auf die Erkennung und Minimierung derartiger Störungen ein. Im Falle der kapazitiven EKG-Messung werden erstmals, die Ursachen der durch Triboelektrizität entstehenden Bewegungsartefakte modelliert und analysiert. Darauf aufbauend wird eine optimierte kapazitive EKG-Elektrode mit einem neuartigen integrierten optischen Sensor entwickelt. Zur Optimierung der EKG-Messung wird ein neues Konzept zur automatischen Elektrodenauswahl, bei Verwendung mehrerer Sensoren, vorgestellt. Für die kapazitive Messung der Respiration wird anhand von analytischen Betrachtungen und FIT-Simulationen die Entwicklung eines neuartigen differentiellen Messsystems erläutert, welches durch ein hochfrequentes elektrisches Wechselfeld Rückschlüsse auf die Atmung ermöglicht.

Mittels der entwickelten Messtechnik wird ein Modell der Bewegungsartefakte abgeleitet, wodurch, ebenfalls erstmalig, eine beliebig große synthetische Datenbasis erstellt werden kann. Die vorliegende Arbeit macht dabei deutlich, dass die hohe Auftretenswahrscheinlichkeit starker Bewegungsartefakte, robuste Verfahren zur Artefakterkennung erfordern. Die Robustheit der entwickelten Algorithmen wird sowohl an den synthetischen Signalen als auch an realen Messdaten von Freiwilligen erfolgreich demonstriert. Aufgrund der

Eigenschaften der Bewegungsartefakte wird abschließend gezeigt, wie durch eine Fusion von mehreren Sensoren eine, unter Umständen deutliche, Erhöhung der zeitlichen Abdeckung bei gleichzeitiger Minimierung des Fehlers in der Schätzung der Herz- und Atemrate möglich ist.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde somit erfolgreich ein ganzheitliches Konzept entwickelt, das eine kontaktlose, unmerkliche und vor allem robuste und valide Messung der Herz- und Atemrate mittels kapazitiver Messtechnik ermöglicht.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

xiii

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Ziel der Arbeit	3
1.3	Gliederung der Arbeit	6
2	Medizintechnische Grundlagen	9
2.1	Medizinische Grundlagen	9
2.1.1	Anatomie und Pathophysiologie des Herzens	9
2.1.2	Anatomie und Pathophysiologie des respiratorischen Systems	11
2.2	Etablierte und moderne Verfahren zur Messung der Herz- und Atemfrequenz	13
2.2.1	Kontaktbehaftete Methoden	13
2.2.2	Kontaktlose Methoden	19
2.3	Elektrische Felder und deren Interaktion mit Dielektrika	24
2.3.1	Elektrische Felder	24
2.3.2	Triboelektrizität	27
2.3.3	Verluste und Polarisationsmechanismen in biologischem Gewebe	30
2.4	Signalverarbeitung	34
2.4.1	Definition und Erkennung eines Artefakts	34
2.4.2	Robuste Statistik	39
2.4.3	Sensordatenfusion	40
2.5	Zusammenfassung	43
3	Kapazitive EKG-Ableitung	45
3.1	Probleme der kapazitiven EKG-Ableitung	45
3.2	Analyse der Artefaktursachen bei kapazitiven EKG-Ableitungen	46
3.2.1	Zeitvarianter Koppelkondensator	47
3.2.2	Gleichtaktstörungen durch globale triboelektrische Effekte	49
3.2.3	Lokale Triboelektrizität der Elektroden-Körper-Grenzfläche	51
3.2.4	Untersuchung verschiedener Elektrodentypen	54
3.3	Methoden zur Optimierung kapazitiver EKG-Messsysteme	62
3.3.1	Kompensation der Eingangskapazität	62
3.3.2	Integration eines optischen Sensors zur Artefakterkennung	65
3.3.3	Automatische Elektrodenauswahl in einem Elektroden-Matrixfeld	67

3.4	Messergebnisse	70
3.4.1	EKG-Ableitungen	70
3.4.2	Automatische Elektrodenauswahl	73
3.5	Zusammenfassung	74
4	Kapazitive Messung der Respiration	77
4.1	Messprinzip	77
4.2	Modellbildung	78
4.2.1	Analytisches Modell des Messprinzips	78
4.2.2	Frequenzauswahl	82
4.2.3	Differentieller kapazitiver elektrischer Feldsensor	83
4.2.4	Analyse der optimalen Elektrodenpositionierung	87
4.3	Systemaufbau	89
4.3.1	Sicherheitsaspekte der Elektrodengröße	89
4.3.2	Entwicklung der Messtechnik	91
4.4	Messergebnisse	94
4.4.1	Validierung am Phantom	94
4.4.2	Humaner Selbstversuch	96
4.5	Zusammenfassung	99
5	Artefakterkennung bei quasi-periodischen Signalen	101
5.1	Modellierung und Prinzip der Artefakterkennung	101
5.1.1	Modellierung und Generierung der Signale und Artefakte	101
5.1.2	Prinzip der Artefakterkennung und Gütekriterien zur Bewertung	106
5.2	Univariate Methoden	109
5.2.1	Einbeziehung von a priori-Wissen	110
5.2.2	Einbeziehung redundanter Informationen	114
5.3	Multivariate Methoden	118
5.3.1	T ² -Methode und Mahalanobis-Distanz	119
5.3.2	MCD-Schätzer	123
5.3.3	Abbildung des multivariaten Abstands auf einen Qualitätsindex	125
5.4	Vergleich der Methoden an realen Messdaten	128
5.4.1	Berechnung der Herzfrequenz	130
5.4.2	Berechnung der Atemfrequenz	133
5.5	Zusammenfassung	134
6	Sensordatenfusion	137
6.1	Prinzip der Sensorfusion und Eigenschaften der zu fusionierenden Daten	137
6.1.1	Theoretisch maximal mögliche zeitliche Abdeckung	138
6.1.2	Intrinsische Fehler durch die Artefakt detektion	142

6.2	Methoden	143
6.2.1	Gewichteter Mittelwert	145
6.2.2	Auswahl des besten Sensors	146
6.2.3	Bayes'sche Fusion	146
6.3	Ergebnisse	151
6.3.1	Schätzung der Herzfrequenz	151
6.3.2	Schätzung der Atemfrequenz	153
6.3.3	Demonstrator zur robusten Echtzeitberechnung	154
6.4	Zusammenfassung	156
7	Diskussion und Ausblick	159
A	Zusatzinformationen der einzelnen Kapitel	163
B	Eigene Veröffentlichungen	179
	Literaturverzeichnis	185

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

Symbol	Bedeutung
AD	Analog-Digital-Wandlung
cECG	engl.: Capacitive Electrocardiogram
COPD	engl.: Chronic Obstructive Pulmonary Disease
DDS	engl.: Direct Digital Synthesis
DRL	engl.: Driven-Right-Leg
DSP	Digitaler Signalprozessor, engl.: Digital Signal Processor
EEG	Elektroenzephalogramm
EFT	engl.: Electrical Field Tomography
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
EWS	engl.: Early Warning Score
FIT	Finite Integrationstechnik
HP	Hochpass
HRV	Herzratenvariabilität
ICNIRP	engl.: International Commission On Non-Ionizing Radiation Protection
kEKG	Kapazitives EKG
NNPR	engl.: Number-Nurses-to-Patient-Ratio
MAD	engl.: Median Absolute Deviation
MCD	engl.: Minimum Covariance Determinant
MET	engl.: Medical Emergency Team
MEWS	engl.: Modified Early Warning Score
OSEA	engl.: Open Source ECG Analysis
PCA	engl.: Principal Component Analysis
PPG	Photoplethysmographie
PTT	engl.: Pulse-Transit-Time
ROC	engl.: Receiver Operating Characteristic
SIRS	engl.: Systemic Inflammatory Response Syndrome
TP	Tiefpass

Notation und Symbole

In der vorliegenden Arbeit werden folgende Konventionen für Symbole getroffen: Operatoren werden aufrecht geschrieben (z. B. $\text{Var}()$). Skalare werden kursiv dargestellt (z. B. A , a), Vektoren fett und klein (z. B. \mathbf{w}), es sei denn, es ist eine physikalische Größe, deren übliche Konvention ein großer Buchstaben ist. In diesem Fall wird ein Vektorpfeil benutzt (z. B. für das elektrische Feld \vec{E}). Matrizen werden durch fette große Buchstaben (z. B. \mathbf{V}) dargestellt. Zeitvariante Variablen werden im Zeitbereich klein (z. B. $u(t)$) und im Laplace-Bereich groß (z. B. $U(s)$) dargestellt. Komplexe Größen bekommen einen Unterstrich (z. B. $\underline{\varepsilon}$). Zur Unterscheidung verschiedener Signale bei der Fusion wird der Name oder der Laufindex des Signals als Hochindex (z. B. f^{fus}) notiert.

Physikalische Größen

Symbol	Einheit	Bedeutung
A	m^2	Fläche
AF	min^{-1}	Atemfrequenz
AR	min^{-1}	Atemrate
\vec{B}	T	Magnetische Flussdichte
C	F	Elektrische Kapazität
C'_{ed}	F	Elektrische Kapazität der elektrischen Doppelschicht einer Nasselektrode
C'_{ein}	F	Elektrische Eingangskapazität der kapazitiven EKG-Elektrode
C'_{erde}	F	Elektrische Ersatzkapazität des Körpers gegen Erde
C'_{iso}	F	Elektrische Kapazität der Isolationsschicht der kapazitiven EKG-Elektrode
C'_{komp}	F	Elektrische Kapazität zur Kompensation der Eingangskapazität der kapazitiven EKG-Elektrode
C'_{kop}	F	Elektrische Koppelkapazität zwischen Elektrode und Körper
C'_{schirm}	F	Elektrische Koppelkapazität zwischen Elektrode und Schirm
CMR	dB	engl.: Common Mode Rejection
$CMRR$		engl.: Common Mode Rejection Ratio

Symbol	Einheit	Bedeutung
d	m	Abstand, Dicke
d_{kop}	m	Abstand zwischen Thorax und Koppelektrode
d_{thorax}	m	Dicke des Thorax
d_{schirm}	m	Abstand zwischen Thorax und Schirm
\vec{D}	A s m^{-2}	Elektrische Flussdichte bzw. Verschiebungsflussdichte
η	%	Zeitliche Abdeckung bzw. zeitlicher Anteil der gesamten Messzeit, in der eine brauchbare Information vorhanden ist
δ	m	Eindringtiefe eines elektrischen Feldes
\vec{E}	V m^{-1}	Elektrische Feldstärke
E_{ges}	V m^{-1}	Integral der elektrische Feldstärke im gesamten Thorax
E_{lung}	V m^{-1}	Integral der elektrische Feldstärke im Lungengewebe
f	Hz	Frequenz
f_{g}	Hz	Grenzfrequenz
f_{s}	Hz	Abtastfrequenz
$f_{\text{pp},k}$	min^{-1}	Peak-zu-Peak-Frequenz an der Position des k-ten Peaks
\vec{F}	N	Kraft
G		Allgemein Verstärkung (engl. gain)
G_{s}		Verstärkung des Sendesignals
G_{r}		Verstärkung der Empfangselektrode
γ	s	Dauer eines mit Artefakten gestörten Zeitbereiches
H		Allgemein Übertragungsfunktion
\vec{H}	A m^{-1}	Magnetische Feldstärke
HF	min^{-1}	Herzfrequenz
HR	min^{-1}	Herzrate
$i(t)$	A	Elektrischer Strom im Zeitbereich
\vec{J}	A m^{-2}	Elektrische Stromdichte
\vec{J}_{l}	A m^{-2}	Elektrische Leitungsstromdichte
k		Klirrfaktor
ε	F m^{-1}	Permittivität
$\underline{\varepsilon}$	F m^{-1}	Komplexe Permittivität
ε_{r}	F m^{-1}	Relative Permittivität
ε'_{r}	F m^{-1}	Realteil der komplexen Permittivität

Symbol	Einheit	Bedeutung
ε_r''	F m ⁻¹	Imaginärteil der komplexen Permittivität
σ	Ω m ⁻¹	Elektrische Leitfähigkeit
σ_{eff}	Ω m ⁻¹	Effektive elektrische Leitfähigkeit
φ	°	Phase
$\Delta\varphi$	°	Phasendifferenz von Inspiration zu Expiration
Φ	V	Elektrisches Potential
ρ	Ω m	Spezifischer Widerstand
ρ_c	A s m ⁻³	Elektrische Raumladungsdichte
ϱ	kg m ⁻³	Massendichte
m	kg	Masse
μ	H m ⁻¹	Magnetische Permeabilität
$n(t)$		Rauschen im Zeitbereich
$o(t)$		Artefakte im Zeitbereich
\vec{P}	A s m ⁻²	Elektrische Polarisierung
$P_{\Delta\varphi}$	W	Leistung des Phasendifferenzsignals
Q	A s	Elektrische Ladung
\vec{r}	m	Ortsvektor
R	Ω	Elektrischer Widerstand
R_b	Ω	Elektrischer Widerstand zum Ableiten des Biasstroms eines Impedanzwandlers
R_{ct}	Ω	Elektrischer Ladungstransferwiderstand einer Nasselektrode
R_{ein}	Ω	Elektrischer Eingangswiderstand der kapazitiven EKG-Elektrode
R_{erde}	Ω	Elektrischer Ersatzwiderstand des Körpers gegen Erde
R_{iso}	Ω	Elektrischer Widerstand der Isolationsschicht der kapazitiven EKG-Elektrode
R_s	Ω	Elektrischer Serienwiderstand einer Nasselektrode
R_{thorax}	Ω	Elektrischer Ersatzwiderstand des Thorax
SAR	W kg ⁻¹	Spezifische Absorptionsrate
S_f	W Hz ⁻¹	Leistungsdichtespektrum
SNR	dB	Signal-zu-Rausch-Verhältnis
τ	s	Relaxationszeit
t	s	Zeit

Symbol	Einheit	Bedeutung
T	s	Periode eines quasi-periodischen Signals
$u(t)$	V	Elektrische Spannung im Zeitbereich
U_e	V	Elektrochemisches Elektrodenpotential
$\hat{u}(t)$	V	Spitzenwert der elektrischen Spannung
$u_{\text{ein}}(t)$	V	Elektrische Spannung am Eingang der kapazitiven EKG-Elektrode
$u_{\text{aus}}(t)$	V	Elektrische Spannung am Ausgang der kapazitiven EKG-Elektrode
$u_r(t)$	V	Elektrische Spannung der Empfangselektrode
$u_{\text{recht}}(t)$	V	Elektrische Rechteckspannung
$u_s(t)$	V	Elektrische Spannung der Sendelektrode
μ	H m^{-1}	Magnetische Permeabilität
V_{ges}	l	Volumen des gesamten Thorax
V_{lung}	l	Volumen des Lungengewebes
V_t	l	Tidalvolumen
\dot{V}_{amv}	l min^{-1}	Atemminutenvolumen
W	W	Leistung
$x(t)$		Quellensignal im Zeitbereich
Y	Ω^{-1}	Komplexe elektrische Admittanz
$y(t)$		Messsignal im Zeitbereich
ω	rad s^{-1}	Kreisfrequenz
λ	m	Wellenlänge
Z	Ω	Komplexe elektrische Impedanz

Mathematische Größen

Symbol	Bedeutung
α	Allgemeine Variable
β	Allgemeine Variable
\mathbf{b}_k	Mittelwertfreier Vektor
$\mathbf{B} \in \mathbb{R}^{M \times K}$	Mittelwertfreie Matrix
$\boldsymbol{\kappa}$	Vektor mit Elementen zur Verlässlichkeit eines detektierten Peaks

Symbol	Bedeutung
$\hat{\mathbf{C}}_{xx}$	Empirische Kovarianzmatrix bezüglich der Matrix \mathbf{X}
\mathbf{C}_{xx}	Kovarianzmatrix der Matrix \mathbf{X}
Δ	Differenz oder Laplace-Operator
div	Differentialoperator
$d_{\text{mahal}}(\mathbf{w}_k, \mathbf{W})$	Mahalanobis-Distanz des Vektors \mathbf{w}_k zu \mathbf{W}
\mathbf{f}_k^l	Vektor, der alle bisherigen Sensorwerte $[f_1^l, f_2^l, \dots, f_k^l]$ eines Sensors l bis zum Zeitpunkt k beinhaltet
$F()$	Allgemeine Funktion
$F_{\text{d}\psi}$	Funktion, die eine Distanz in einen Qualitätsindex transformiert
F_N	Anzahl der falsch negativen Klassifikationen
F_P	Anzahl der falsch positiven Klassifikationen
Γ	Gammafunktion
h	Anzahl an ausgewählten Vektoren aus \mathbf{W} als Untermenge für den MCD-Schätzer
j	Imaginäre Einheit
$\Im()$	Imaginärteil einer imaginären Zahl
K	Anzahl an Peaks
K'	Wenn Peaks aussortiert wurden, so ist dies die neue Anzahl an Peaks
L	Gesamtanzahl an Signale
μ	Mittelwert einer Verteilung
$\hat{\boldsymbol{\mu}}_x$	Empirischer Mittelwert einer multivariaten Verteilung bezüglich der Matrix \mathbf{X}
M	Anzahl der Elemente in dem Vektor \mathbf{w}
MCC	Matthews-Korrelationskoeffizient
n	Anzahl der Elemente, aus denen für die Fusion eine Normalverteilung geschätzt wird
N	Anzahl der Elemente in dem Vektor \mathbf{y}
$p()$	Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion
\mathbf{p}	Vektor der detektierten Peaks
$P(A B, C)$	Wahrscheinlichkeit des Ereignisses A unter der Bedingung der Ereignisse B und C
$P_{99}(\mathbf{x})$	99te Perzentil des Vektors \mathbf{x}

Symbol	Bedeutung
$Q_p(\mathbf{x})$	p -Quantil des Vektors \mathbf{x}
$\psi \in [0 \dots 1]$	Qualitätsindex eines Peaks
R	Spannweite eines Vektors
$\Re()$	Realteil einer imaginären Zahl
rot	Ableitungsoperator im dreidimensionalen Vektorfeld
s	Laplace-Variable
<i>Sens</i>	Sensitivität einer Klassifikation
<i>Spez</i>	Spezifität einer Klassifikation
σ	Standardabweichung einer Verteilung
$\hat{\sigma}$	Geschätzte Standardabweichung einer Verteilung
$\hat{\sigma}_o$	Oberer Wert des Konfidenzintervalls der geschätzten Standardabweichung einer Verteilung
$S()$	Operator zur Berechnung der empirischen Standardabweichung einer Stichprobe
λ	Parameter der Exponentialverteilung
$\boldsymbol{\lambda}$	Vektor der Eigenwerte einer Matrix
ν	Freiheitsgrad der t-Verteilung
\mathbf{T}^2	Hotelling's T^2 -Vektor
θ	Güte von \mathbf{V}
T_N	Anzahl der richtig negativen Klassifikationen
T_P	Anzahl der richtig positiven Klassifikationen
u	Gewichtungsfaktor
Φ	Matrix der Eigenvektoren
$\boldsymbol{\lambda}$	Eigenwerte einer Matrix
$\text{Var}()$	Empirische Varianz einer Stichprobe
χ_M^2	Chi-Quadrat-Verteilung mit M Freiheitsgeraden
$\mathbf{V} \in \mathbb{R}^{M \times K'}$	Matrix mit bereits aussortierten Vektoren
\vec{v}	Vektor aus der Matrix \mathbf{V}
\mathbf{w}	Vektor eines gefensterten Signals
\hat{w}	Maximalwert des Vektors eines gefensterten Signals
\bar{w}_k	Mittelwert des Vektors \mathbf{w}
$\mathbf{W} \in \mathbb{R}^{M \times K}$	Matrix mit mehreren Vektoren von gefensterten Signalen
\mathbf{X}	Allgemein eine Datenmenge X

Symbol	Bedeutung
y	Vektor des Messsignals im Zeitbereich
ξ	Grenzwert für κ_k , um ψ_k zu berechnen
ζ	Grenzwert für ψ , ab dem die Herz- oder Atemrate berechnet wird
z	Hauptkomponentenwerte
Z	Matrix der Hauptkomponentenwerte

Indizes

Symbol	Bedeutung
fus	Fusioniert
ges	Gesamt
i	Lokaler Laufindex, der nur in der jeweiligen Formel gültig ist
j	Laufindex für die aktuelle kapazitive EKG-Elektrode
k	Laufindex für den aktuellen Peak
k'	Laufindex für den aktuellen Peak, wenn bereits Peaks aussortiert wurden
kap	Kapazitiv
kekg	Kapazitives EKG
l	Laufindex für das aktuelle Signal, wenn mehrere Signale vorhanden sind
m	Element des Vektors \mathbf{v} aus der Matrix \mathbf{V} mit bereits aussortierten Vektoren
norm	Normiert
opt	Optisch
optim	Optimal
ref	Referenz
rob	Robust
theo	Theoretisch