

# Kardiopulmonales Monitoring mit Hilfe der elektrischen Impedanztomographie

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  
Robert Pikkemaat  
aus Nordhorn

Berichter: Universitätsprofessor Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt  
Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Dirk Uwe Sauer

Datum der mündlichen Prüfung: 21.01.2015



Herausgeber:

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

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

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

**Robert Pikkemaat**

---

**Kardiopulmonales Monitoring mit Hilfe der elektrischen Impedanztomographie**

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

---

**RWTHAACHEN**  
**UNIVERSITY**

---

Shaker Verlag  
Aachen 2015

### **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, 2015)

Copyright Shaker Verlag 2015

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

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-3808-8

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)

# Danksagung

Als erstem danke ich Herrn Prof. Dr. med. Dr.-Ing. Steffen Leonhardt, der mir durch sein entgegengebrachtes Vertrauen und den eingeräumten Freiraum die Möglichkeit zur Forschung und schließlich zur Promotion gegeben hat.

Für die bereitwillige Übernahme des Koreferats möchte ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dirk Uwe Sauer ausdrücklich danken. Ferner gilt mein Dank Prof. Dr.-Ing. Andrei Vescan, Prof. Dr.-Ing. Dorit Merhof und Prof. Dr. med. Rolf Rossaint, die sich freundlicherweise ebenfalls als Prüfer zur Verfügung gestellt haben.

Bei meinen Projektpartnern der Dräger Medical GmbH namens Dr. Yvo Gärber, Eckhard Teschner, Stefan Mersmann und Dr. Tim Baier-Löwenstein bedanke ich mich für die gute und konstruktive Zusammenarbeit, die noch bis heute andauert. Darüber hinaus gebührt Prof. Dr. med. Ola Stenqvist und insbesondere Prof. Dr. med. Stefan Lundin großer Dank für die Unterstützung der Versuchsreihe, welche ich am Sahlgrenska Universitätskrankenhaus in Göteborg durchführen durfte.

Besonderer Dank gilt auch meinen Kollegen am Lehrstuhl, welche nicht zuletzt zum angenehmen Arbeitsklima und inhaltlich inspirierenden Diskussionen beigetragen haben. Insbesondere danke ich Saim Kim, Dr.-Ing. Stefanie Heinke, Dr.-Ing. Lisa Röthlingshöfer, Dr.-Ing. Axel Cordes und Dr.-Ing. Benjamin Eilebrecht für das kollegiale und freundschaftliche Verhältnis, welches mir stets einen guten Rückhalt gegeben hat und hoffentlich auch in Zukunft fortbestehen wird. Nicht zuletzt möchte ich Heidi Balzer-Sy für die vielen sehr netten Gespräche und die Unterstützung bei der Bewältigung diverser organisatorischer Hürden danken. Für die inhaltliche Unterstützung meiner Arbeit möchte ich insbesondere Christoph Hoog Antink danken.

Meinen Geschwistern Christian und Stephanie sowie meiner Mutter Karin und insbesondere meinem Vater Werner Pikkemaat danke ich für den kontinuierlichen und unermüdlichen Rückhalt, welcher mir auch in schwierigen Situationen die notwendige Gelassenheit zurückgegeben hat.

## *Danksagung*

---

Abschließender und herausragender Dank gilt meiner Ehefrau Caroline Pikkemaat, die mich aufgrund meiner Promotionsanstrengungen häufig nur selten zu Gesicht bekam und mir dennoch nie einen Vorwurf gemacht hat. Dieser Freiraum und die liebevolle mentale Unterstützung haben mir nicht zuletzt den Rückhalt gegeben, ohne den diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

# Zusammenfassung

Das kardiopulmonale Monitoring in der intensivmedizinischen Praxis weist auch heute noch ein großes Verbesserungspotential auf. So ist es beispielsweise bislang nicht möglich, bettseitig ein Monitoring der regionalen pulmonalen Ventilation und Perfusion sicherzustellen, obgleich ein solches Monitoring unter anderem für eine möglichst schonende Beatmungstherapie von größtem Nutzen wäre. Aber auch das bereits etablierte Monitoring des Herzauswurfvolumens und des Schlagvolumens steht aufgrund der Invasivität und, insbesondere im Fall des kontinuierlichen Monitorings, der teils erheblichen Ungenauigkeit regelmäßig in der Diskussion.

Die elektrische Impedanztomographie ist eine nicht-invasive zeitlich hoch auflösende Tomographiemethode, die regionale Änderungen der elektrischen Impedanz erfassen und darstellen kann. Ihr Potential in Bezug auf ein Ventilationsmonitoring konnte sie bereits in einigen Studien unter Beweis stellen. Ferner konnte gezeigt werden, dass sie qualitativ in der Lage ist, durchblutungsbedingte Impedanzänderungen, welche um mehr als eine Größenordnung kleiner als ventilationsinduzierte Impedanzänderungen sind, darzustellen. Die Möglichkeit, mit Hilfe der EIT quantitative Aussagen über pulmonale Perfusion oder das Schlagvolumen zu treffen, wurde bislang jedoch wenig untersucht und wurde aufgrund des großen klinisch diagnostischen Potentials als Schwerpunkt dieser Arbeit gewählt.

Zu diesem Zweck werden unterschiedliche Methoden der Extraktion von durchblutungsbedingten Impedanzsignalen diskutiert. Neben der Diskussion der Verwendung von Impedanzkontrastmitteln wird vor allem ein Algorithmus hergeleitet, der eine Trennung von ventilations- und perfusionsbedingten Signalanteilen vornimmt, so dass eine Visualisierung von pulmonaler Perfusion möglich wird. Da aufgrund technischer Randbedingungen eine quantitative Bestimmung von Perfusion nicht ohne weiteres möglich ist, fokussiert sich die Arbeit auf die quantitative Überwachung des Schlagvolumens, wobei geeignete Methoden zur Signaltrennung Verwendung finden.

Es hat sich herausgestellt, dass die Darstellung von pulmonaler Perfusion in der EIT Effekte hervorbringt, die im Bereich des Ventilationsmonitorings eine untergeordnete Rolle spielen. Aus diesem Grund erörtert die Arbeit außerdem das Poten-

tial von speziellen Rekonstruktionen zum Zweck der Perfusionsdarstellung, welche ebenfalls entwickelt und erprobt werden.

Neben einer ausgiebigen Evaluation der entwickelten und bereits bekannten Rekonstruktionsformen wurde für die Bewertung des EIT-basierten Monitorings von Schlag- und Herzminutenvolumen eine tierexperimentelle Studie an der Universität Göteborg in Schweden durchgeführt. Anhand der Studienergebnisse wird der praktische Nutzen der entwickelten Verfahren abschließend diskutiert.



# Inhaltsverzeichnis

Danksagung	iii
Zusammenfassung	v
Inhaltsverzeichnis	vii
Symbolverzeichnis	xi
Abbildungsverzeichnis	xvii
<b>1 Motivation</b>	<b>1</b>
<b>2 Medizintechnische Grundlagen und Nomenklatur</b>	<b>5</b>
2.1 Nomenklatur mathematischer Ausdrücke . . . . .	5
2.1.1 Nomenklatur: Kontinuierliche Signale und ihre Diskretisierung	5
2.1.2 Nomenklatur der Datenspezifizierung . . . . .	7
2.2 Atmung, Ventilation und Perfusion . . . . .	7
2.2.1 Innere Atmung . . . . .	7
2.2.2 Äußere Atmung . . . . .	8
2.2.3 Ventilations-Perfusionsverhältnis $\dot{V}/\dot{Q}$ . . . . .	8
2.2.4 $\dot{V}/\dot{Q}$ -Lungenmodell . . . . .	9
2.3 Kardiopulmonales Monitoring . . . . .	11
2.3.1 Stand der Technik des pulmalen Perfusionsmonitorings . . . . .	11
2.3.2 Stand der Technik des Herzauswurfmonitorings . . . . .	12
2.4 Grundlagen der elektrischen Impedanztomographie . . . . .	20
2.4.1 Eigenschaften der elektrischen Impedanztomographie . . . . .	20
2.4.2 Funktionsweise der elektrischen Impedanztomographie . . . . .	21
2.4.3 Referenz und Baseline . . . . .	23
2.4.4 EIT im praktischen Einsatz . . . . .	24
2.5 Eigenschaften von ventilations- und perfusionsbedingten Signalen . . . . .	27
2.5.1 Ventilationsbedingte Signale . . . . .	28
2.5.2 Herz- und perfusionsbedingte Signale . . . . .	29
2.6 Zusammenfassung . . . . .	30
<b>3 Methoden der Rekonstruktion</b>	<b>32</b>

3.1	Einleitung . . . . .	32
3.2	Formulierung des mathematischen Modells . . . . .	33
3.3	Das Vorwärtsproblem und die Schwierigkeit der Inversion . . . . .	35
3.4	Lösung des diskreten inversen Problems der EIT . . . . .	37
3.4.1	Regularisierungsverfahren . . . . .	39
3.4.2	Backprojection . . . . .	44
3.4.3	GREIT . . . . .	45
3.4.4	Modifikation des GREIT-Ansatzes . . . . .	51
3.5	Zusammenfassung . . . . .	57
<b>4</b>	<b>Evaluation der Rekonstruktion</b>	<b>60</b>
4.1	Evaluationsdatensatz . . . . .	60
4.2	Bewertungskriterien . . . . .	61
4.2.1	Hilfsparameter . . . . .	62
4.2.2	Bewertungsparameter . . . . .	63
4.3	Evaluationsergebnis der Rekonstruktionsmethoden . . . . .	69
4.4	Einfluss der Rekonstruktion auf Ventilations- und Perfusionssignale in der EIT . . . . .	80
4.5	Fazit zur Rekonstruktion . . . . .	84
<b>5</b>	<b>Hämodynamisches Monitoring mit der EIT</b>	<b>87</b>
5.1	Extraktion von blutbedingten Signalen in der EIT . . . . .	87
5.1.1	Apnoe-basierte Verfahren . . . . .	88
5.1.2	EKG-getriggerte Verfahren . . . . .	89
5.1.3	Spektrale Zerlegung und Filterung . . . . .	90
5.1.4	Hauptkomponententransformation in der EIT . . . . .	94
5.1.5	”General EIT Decomposition”-Prozess . . . . .	97
5.2	EIT-basierte Schätzung des Schlagvolumens . . . . .	105
5.2.1	Herzsegmentierung im EIT . . . . .	105
5.2.2	Impedanzäquivalent zum Schlagvolumen . . . . .	107
5.3	Kontrastmittelbasierte Visualisierung von pulmonaler Perfusion . . . . .	109
5.3.1	Datenverarbeitung bei Verwendung von Kontrastmitteln . . . . .	112
5.3.2	Amplituden- und Phasendarstellung im Indikatorverfahren . . . . .	116
5.4	Zusammenfassung . . . . .	118
<b>6</b>	<b>Evaluationsstudie zum hämodynamischen Monitoring</b>	<b>121</b>
6.1	Aufbau der Evaluationsstudie . . . . .	121
6.1.1	Experimenteller Aufbau . . . . .	121
6.1.2	Versuchsablauf . . . . .	123

6.2	Herzratenmonitoring . . . . .	129
6.3	Kontinuierliches SV-Monitoring . . . . .	131
6.3.1	SV-Monitoring unter PEEP-Variation . . . . .	132
6.3.2	SV-Monitoring unter medikamentösem Einfluss . . . . .	144
6.4	Zusammenfassung . . . . .	146
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>149</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>153</b>
A.1	Weitere Rekonstruktionsbewertungskriterien . . . . .	153
A.1.1	Weitere Bewertungskriterien . . . . .	153
A.1.2	Ergebnis der weiteren Bewertungskriterien . . . . .	154
A.2	Linearität der EIT . . . . .	155
A.2.1	Einfluss des Hämatokrits . . . . .	155
A.2.2	Einfluss von Körpergewicht und Tidalvolumen . . . . .	160
A.3	Herzposition in der Validierungsstudie . . . . .	164
<b>B</b>	<b>Eigene Artikel und Patente</b>	<b>165</b>
B.1	Artikel von Konferenzbeiträgen . . . . .	165
B.2	Artikel in Fachzeitschriften . . . . .	166
B.3	Patente . . . . .	167
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>168</b>



# Symbolverzeichnis

## Abkürzungen und lateinische Symbole

Symbol	Einheit	Bedeutung
$A(\omega_k)$	AU	Betragspektrum der Fourierzerlegung eines Signals
AP	mmHg	<i>Arterial Pressure</i> , arterieller Druck
ARDS	-----	<i>Acute Respiratory Distress Syndrome</i> , akutes Lungenversagen
ATP	-----	Adenosintriphosphat
AW	-----	Aufweitung (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
<b>B</b>	-----	Matrix; Basis eines Unterraums für die Signaltrennung
BGA	-----	Blutgasanalyse
<b>C</b>	-----	Matrix; Basis eines Unterraums für die Signaltrennung
$c_{ind}$	g	Konzentration eines Indikators im Dilutionsverfahren
CO	l/min	<i>Cardiac Output</i> , Herzauswurfvolumen pro Minute
$C_{vasc}$	l/kPa	<i>Compliance</i> (Dehnbarkeit) des Gefäßbetts
$d_{LVOT}$	mm	Durchmesser des linksventrikulären Auswurftrakts
dP	-----	<i>Driving Pressure</i> , Differenz zwischen PIP und PEEP
DTO	-----	<i>Distance To Optimum</i> , Bewertungsindex, s. Kapitel 4.3
<b>E</b>	V/m	elektrisches Feld
EEK2	-----	Dräger EIT Evaluation Kit 2
EIT	-----	<i>Electrical Impedance Tomography</i> , Elektrische Impedanztomographie
EKG	-----	Elektrokardiogramm
FEM	-----	Finite Elemente Methode
FFT	-----	<i>Fast Fourier Transformation</i> , Fouriertransformation für die computergestützte Berechnung optimiert
$f_{HR}$	s <sup>-1</sup>	Herzfrequenz in Hz
FRC	-----	<i>Functional Residual Capacity</i> , funktionelle Residualkapazität (Lungen-Luftvolumen nach passiver Ausatmung)
FWS	-----	<i>Forward Solver</i> , mathematisches Framework zur Lösung von direkt gestellten Problemen

GEITD	-----	<i>general EIT decomposition</i> , in dieser Arbeit entwickelter Algorithmus zur EIT-Signaltrennung
GREIT	-----	<i>Graz consensus Reconstruction algorithm for EIT</i>
<b>H</b>	A/m	magnetisches Feld
HES	-----	Hydroxyethylstärke, kolloidale Infusionslösung
HFS	-----	Hochfrequenzstöranteil (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
HR	min <sup>-1</sup>	Herzrate in Schlägen pro Minute
HZV <sub>PC</sub>	l	durch eine Pulskonturanalyse berechnetes Herzminutenvolumen
IH	-----	Inhomogenität (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
<b>J</b>	-----	Jacobimatrix
<b>L</b>	-----	Regularisierungsmatrix
LVOT	-----	<i>Left Ventricular Outflow Tract</i> , Linksventrikulärer Auswurftrakt (HZV-Ultraschalldiagnostik)
MI	-----	Mittlere Impedanz (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
$m_{ind}$	g	Menge eines Indikators im Dilutionsverfahren
$\dot{m}_{ind}$	g/s	Menge eines Indikators der pro Zeit einen Sensor passiert
N <sup>EL</sup>	-----	Anzahl der in der EIT eingesetzten Elektroden
PAC	-----	<i>Pulmonary Artery Catheter</i> , pulmonalarterieller Katheter
PaCO <sub>2</sub>	kPa	Partialdruck von Kohlenstoffdioxid
$p_{alv}$	cmH <sub>2</sub> O	intraalveolärer Druck (Luftdruck)
PaO <sub>2</sub>	kPa	Partialdruck von Sauerstoff
PAP	mmHg	<i>Pulmonary Artery Pressure</i> , pulmonalarterieller Druck
PEEP	cmH <sub>2</sub> O	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i> , in der Lunge verbleibende Druck nach Expiration
PIP	cmH <sub>2</sub> O	<i>Peak Inspiratory Pressure</i> , maximaler inspiratorischer Druck
$p_{pa}$	cmH <sub>2</sub> O	kapillarer pulmonal-arterieller Druck
$p_{pv}$	cmH <sub>2</sub> O	kapillarer pulmonal-venöser Druck
PSF	-----	<i>Point Spread Function</i> , Punktaufweitungsfunktion: Abbildungseigenschaft bildgebender Systeme
$\dot{Q}$	ml/min	Perfusionsvolumen (Durchblutungsvolumen) pro Zeit
$\bar{Q}$	ml/min	mittlerer Anteil von Perfusionsvolumen pro Zeit
$\tilde{Q}$	ml/min	alternierender Anteil von Perfusionsvolumen pro Zeit

---

RI	-----	<i>Ringing</i> (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
$R_{vasc}$	Ns/m <sup>5</sup>	Strömungswiderstand des Gefäßbetts
SaO <sub>2</sub>	%	Sauerstoffsättigung im arteriellen Blut
SPECT	-----	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SSDU	-----	Suprasternaler Doppler-Ultraschall (US-Sonde oberhalb des Brustbeins in Richtung des Herzens eingesetzt)
SÜ	-----	Signalübertragungsverhältnis (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
SÜV	-----	Signalübertragungsvariabilität (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
SV	ml	<i>Stroke Volume</i> , Schlagvolumen des Herzens
TEE	-----	<i>Trans-Esophageal Echocardiography</i> , Echokardiographie mit einer Speiseröhren-Ultraschallsonde
$t^{ped}$	s	<i>Phase Equivalent Delay</i> , zeitliche regionale Verzögerung bezogen auf eine vorab definierte Frequenz
TL	-----	Translation (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
TTD	-----	Transpulmonale Thermodilution
TTE	-----	Transthorakale Echokardiographie
$u$	AU	relative (normierte) Spannung
$U$	V	Spannung, Potentialdifferenz
$U^{base}$	V	Messdatenvektor: Bezugsvektor in der relativen EIT
$U^{ref}$	V	Messdatenvektor: Normierungsvektor in der relativen EIT
$\mathbf{u}^{Stör}$	AU	Spannungsdatensatz des Rauschmodells in GREIT
$\dot{V}$	ml/min	Ventilation (Frischluftvolumen) pro Zeit
$\mathbf{Y}^T$	-----	rechte Basismatrix aus einer Singulärwertzerlegung
VTI	-----	<i>Velocity Time Integral</i> , Integral eines Geschwindigkeitsprofils entlang der Zeit (HZV-Ultraschalldiagnostik)
VZ	-----	Verzerrung (Bewertungsparameter für Rekonstruktionen)
$v^\sigma$	1	Eingangsgröße des modifizierten GREIT-Ansatzes (2D-Gauß-Filter besitzt die Varianz $(v^\sigma)^2$ )
$z(n)$	AU <sup>1</sup>	Bildvektor eines einzelnen Frames (Framennummer $n$ ) eines relativen Impedanzsignals der EIT
$\mathbf{Y}$	-----	linke Basismatrix aus einer Singulärwertzerlegung
$z_p$	AU	skalares Impedanzsignal eines einzelnen Bildelements $p$ ( <i>picture element, Pixel</i> )
$z^{CPRS}(n)$	AU	$n$ -ter Bildvektor eines durch Herzaktivität und pulmonale Perfusion bedingten Impedanzsignals

---

<sup>1</sup>AU steht für *arbitrary units*, die keine direkte physikalische Entsprechung haben, jedoch in einem begrenzten Umfang mit einer physikalische Größe korrelieren.

$z^{\text{CRS}}$	AU	skalares Impedanzsignal, korrespondierend zum Herzfüllzustand
$\mathbf{z}^{\text{GT}}$	AU	Impedanzdatensatz der <i>Ground Truth</i> , dient als Ausgangsdatensatz im GREIT-Verfahren sowie als Referenz
$\mathbf{z}^{\text{dGT}}$	AU	Impedanzdatensatz der <i>Desired Ground Truth</i> , dient als erwünschtes Ergebnis im GREIT-Verfahren
$z^{\text{PRS}}$	AU	skalares Impedanzsignal, korrespondierend zur globalen pulmonalen Perfusion
$\mathbf{z}^{\text{Stör}}$	AU	Impedanzdatensatz des Rauschmodells in GREIT
$z^{\text{SV}}$	AU	skalares Impedanzsignal, Impedanzäquivalent zum SV

## Indizes

Index	Menge	Bedeutung
$m$	$m \in \mathbb{N} \wedge m \in [1; M]$	Nummer einer einzelnen Spannungsmessung; Verwendungsbeispiel: $u_m$
$n$	$n \in \mathbb{N} \wedge n \in [1; N]$	Nummer eines Frames: Nummer eines Spannungsdatensatzes aus einem EIT-Messzyklus oder des zugehörigen Tomogramms; Verwendungsbeispiel: $u(n)$ oder $z(n)$
$p$	$p \in \mathbb{N} \wedge p \in [1; P]$	Nummer eines einzelnen Pixels; Verwendungsbeispiel: $z_p$



## Griechische Symbole

Symbol	Einheit	Bedeutung
$\alpha_{PC}$	1	Anpassungsfaktor der Pulskonturanalyse
$\delta_{i,j}$	1	Kronecker-Delta: $\delta_{i,j} = 1$ für $i = j$ , ansonsten $\delta_{i,j} = 0$
$\epsilon$	As/(Vm)	Permittivität
$\iota$	-----	Anzahl der Diskretisierungsstufen eines Pixels
$\mu$	N/A <sup>2</sup>	magnetische Permeabilität
$\mu_c$	1	zeitlicher Bezugsparameter einer Indikator-dilutionskurve
$\sigma$	1/( $\Omega$ m)	reellwertige spezifische Leitfähigkeit
$\underline{\sigma}$	1/( $\Omega$ m)	komplexe spezifische Leitfähigkeit ( $\sigma + i\omega\epsilon$ )
$\sigma_c$	1	Varianzparameter einer Indikator-dilutionskurve
$\Sigma$	-----	Diagonalmatrix einer Singulärwertzerlegung
$\phi_p(\omega_k)$	rad	Phasenlage der Fourierzerlegung eines Signals
$\Phi$	V	elektrisches Potential
$\psi$	-----	Abbildungsfunktion der Impedanzverteilung im Objekt $\underline{\sigma}^\Omega$ auf die Oberflächenpotentialverteilung $\Phi^{\partial\Omega}$
$\Psi$	-----	Abbildungsmatrix in einer linearen Formulierung von $\psi$
$\kappa$	-----	Hyperparameter von Regularisierungsverfahren
$\Xi$	-----	Rekonstruktionsmatrix zur Berechnung des Impedanztomogramms aus den EIT-Messdaten
$\omega$	$\frac{1}{s}$	Kreisfrequenz
$\Omega$	-----	Objekt im $\mathbb{R}^3$



# Abbildungsverzeichnis

2.1	Modifiziertes Lungenmodell nach West . . . . .	10
2.2	Prinzip: Dilutionskurve und Rezirkulationsanteil . . . . .	15
2.3	EIT-Messzyklus eines adjazenten Stimulationsmusters . . . . .	22
2.4	EIT-Beispiele während eines PEEP-Manövers . . . . .	26
2.5	Energieverteilung und Phasenlage eines EIT-Ventilationssignals . . . . .	28
2.6	Energieverteilung und Phasenlage eines EIT-Perfusionssignals . . . . .	29
3.1	Einfluss von Ringing auf Ventilations- und Perfusionssignale . . . . .	53
3.2	Ablaufdiagramm des modifizierten GREIT-Prozesses . . . . .	55
4.1	Beispiele von CT-basierten Evaluationsdatensätzen . . . . .	61
4.2	Verdeutlichung des Hochfrequenzstöranteils (L1- und L2-Norm) . . . . .	68
4.3	Legende und Farbcodierung aller untersuchten Rekonstruktionen . . . . .	70
4.4	Evaluationsergebnis: Aufweitung (AW) . . . . .	72
4.5	Evaluationsergebnis: Mittlere Impedanz (MI) . . . . .	73
4.6	Evaluationsergebnis: Inhomogenität (IH) . . . . .	74
4.7	Evaluationsergebnis: Translation (TL) . . . . .	75
4.8	Evaluationsergebnis: Verzerrung (VZ) . . . . .	75
4.9	Evaluationsergebnis: Ringing (RI) . . . . .	76
4.10	Evaluationsergebnis: Signalübertragungsvariabilität (SÜV) . . . . .	77
4.11	Evaluationsergebnis: pos. Signalübertragungsvariabilität (SÜV <sup>&gt;0</sup> ) . . . . .	77
4.12	Evaluationsergebnis: Hochfrequenzstöranteil (HFS) . . . . .	78
4.13	Evaluationsergebnis: gemittelte DTO aller Rekonstruktionen . . . . .	79
4.14	Einfluss von $v^\sigma$ auf das Ventilations- und Perfusionssignal (1/2) . . . . .	82
4.15	Einfluss von $v^\sigma$ auf das Ventilations- und Perfusionssignal (2/2) . . . . .	83
5.1	Spektrogramm des EIT-Mittelwerts unter Medikamenteneinfluss . . . . .	93
5.2	Regionale und zeitliche Eigenvektoren in der EIT . . . . .	96
5.3	Ablaufdiagramm der GEITD-Datentrennung . . . . .	99
5.4	Stochastische Verteilung der Phasenlage von EIT-Perfusionssignalen . . . . .	100
5.5	Ablaufdiagramm der repetitiven Anwendung des GEITD-Prozesses . . . . .	103
5.6	Sequenz des extrahierten ventilationsbedingten Signals $z^{\text{VRS}}$ . . . . .	104
5.7	Sequenz eines extrahierten durchblutungsbedingten Signals $z^{\text{CPRS}}$ . . . . .	104
5.8	Zeitliche Momentaufnahmen des $z^{\text{CPRS}}$ . . . . .	106
5.9	Einfluss von hypertonen NaCl-Boli auf die globale Impedanz . . . . .	111

5.10	Einfluss von hypertonen NaCl-Boli auf die Impedanz dreier Regionen	113
5.11	Dilutionssignale dreier Regionen der EIT nach Tiefpassfilterung	114
5.12	Räumliche Verteilung der Drift nach NaCl-Bolus-Gabe	114
5.13	Dilutionssignale dreier Regionen der EIT nach Bearbeitung	115
5.14	EIT-Momentaufnahmen der Indikatorverteilung bei NaCl-Bolus-Gabe	115
5.15	Räumliche Darstellung der Amplitude der Dilutionskurve	117
5.16	Räumliche Darstellung des Zeitversatzes der Dilutionskurve	117
6.1	Versuchsablauf der Göteborg-Studie	123
6.2	Globale Impedanz während einer PEEP-Rampe der Göteborg-Studie	125
6.3	Herzrate während eines Dobutamin-Versuchs der Göteborg-Studie	127
6.4	Bland-Altman Diagramm der Herzraten $HR^{AP}$ und $HR^{EIT}$	130
6.5	SV Referenzmessung (PiCCO <sup>®</sup> ) während einer PEEP-Rampe	133
6.6	Herzimpedanzsignal $z^{CRS}$ während einer PEEP-Rampe	134
6.7	Scatterplot: $z^{SVc}$ (EIT) und Referenz $SV^{TTD}$ (Thermodilution)	135
6.8	Kontinuierlich berechnete Schlagvolumina $SV^{EIT}$ und Referenz $SV^{TTD}$	136
6.9	Datensatzkategorien C1 bis C4 von $z^{SVc}$	138
6.10	Korrelationskoeffizienten der C1- und C2-Versuchsgruppen	141
6.11	Korrelationskoeffizienten aller Versuche von $z^{SVc}$ und $z^{SVp}$	142
6.12	Regressionsgeraden zwischen $z^{SVc}$ und $SV^{TTD}$	142
6.13	Bland-Altman Diagramm: $SV^{EIT}$ und $SV^{TTD}$ der PEEP-Studie	143
6.14	Korrelationskoeffizienten von $z^{SVc}$ und $z^{SVp}$ der Dobutamin-Studie	145
6.15	Bland-Altman Diagramm: $SV^{EIT}$ und $SV^{TTD}$ der Dobutamin-Studie	145
A.1	Evaluationsergebnis: Verteilungsindex (VI)	154
A.2	Evaluationsergebnis: Korrelationsindex (KI)	155
A.3	Messzelle zur Erfassung der elektrischen Impedanz im Vollblut	157
A.4	Hämoglobingehalt (Hb) während des Versuchsablaufs	158
A.5	Komplexe Impedanz des Vollbluts während Hämodilution	159
A.6	Variation des Absolutwerts der Impedanz durch Hämodilution	160
A.7	Variation des Realteils der Impedanz durch Hämodilution	160
A.8	Variation des Imaginärteils der Impedanz durch Hämodilution	161
A.9	Einfluss von Hb auf das $z^{TV}/V^T$ -Verhältnis	161
A.10	Einfluss von Körpergewicht auf das $z^{TV}/V^T$ -Verhältnis	162
A.11	Detailansicht aller $z^{TV}$ und $V^T$ der Standardprozeduren	163
A.12	Relative Herzposition im Vergleich zur EIT-Gurtebene	164