

Aus der Klinik für Anästhesiologie  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. B. H. Pannen

**Pilot – Studie**  
**zur Anwendung der Elektroimpedanztomographie während**  
**Operationen am Oberbauch**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität  
Düsseldorf

vorgelegt von  
Viktoria Kalb

2021

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Peter Kienbaum

Zweitgutachter: PD Dr. med. Hug Aubin

## **Meinen Eltern**

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

M.S. Schaefer, V. Wania, B. Bastin, U. Schmalz, P. Kienbaum, M. Beiderlinden, T.A. Treschan, (2014), *Electrical impedance tomography during major open upper abdominal surgery: a pilot-study. BMC Anesthesiology*,(14) 51.

T. A. Treschan, W. Kaisers, M. S. Schaefer, B. Bastin, U. Schmalz, V. Wania, C. F. Eisenberger, A. Saleh, M. Weiss, A. Schmitz, P. Kienbaum, D. I. Sessler, B. Pannen, M. Beiderlinden, (2012), *Ventilation with low tidal volumes during upper abdominal surgery does not improve postoperative lung function. British Journal of Anaesthesia*, (109) Issue 2:263–271

## Zusammenfassung (deutsch)

Die Elektroimpedanztomographie (EIT) der Lunge ermöglicht eine bettseitige und nebenwirkungsarme Darstellung der Ventilationsverteilung. Eine intraoperative Optimierung der Beatmung mittels EIT könnte helfen, postoperative pulmonale Komplikationen zu vermeiden. Bisher existieren keine Studien zur intraoperativen Anwendung bei großen, lang andauernden Oberbaucheingriffen, die ein hohes Risiko für postoperative pulmonale Komplikationen aufweisen. Wir führten daher eine Pilotstudie zur Durchführbarkeit der EIT während großer Oberbauchoperationen durch.

Mit positivem Votum der Ethikkommission wurden perioperative EIT Messungen an 14 PatientInnen mit Oberbaucheingriffen, die geplant mindestens drei Stunden dauern sollten, vor, während und nach der chirurgischen Maßnahme, sowie nach der Extubation durchgeführt. Es wurden die Positionierung des Elektrodengürtels sowie die Signalqualität der EIT-Messungen untersucht. Zunächst wurde die Anzahl valider Messungen anhand *a priori* festgelegter Kriterien ausgewertet. In einer sekundären Analyse wurden anschließend von den als valide anerkannten EIT Messungen funktionelle EIT-Bilder der Impedanzänderungen generiert und die Ventilationsverteilung sowohl anhand des *Center of Ventilation Index* (COV) als auch anhand des Anteils der dorsalen Ventilation an der Gesamtventilation ermittelt. Beide Parameter wurden vor und nach Intubation sowie vor und nach Extubation miteinander verglichen.

Insgesamt wurden 120 intraoperative Messungen an 14 PatientInnen mit Operationsdauern zwischen vier und dreizehn Stunden durchgeführt. Bei 13 der PatientInnen (93 %) konnten insgesamt 111 (93 %) valide Messungen gewonnen werden, bei denen der EIT-Gürtel im 2.- 4. Interkostalraum positioniert war. In keinem Fall wurden Hautläsionen oder Verbrennungen durch den EIT-Gürtel hervorgerufen. Mangelnder Hautkontakt der Elektroden war die Hauptursache für nicht valide Messungen. Es konnte weiterhin mit zunehmender Anästhesie- und Operationsdauer eine Umverteilung des Ventilations Schwerpunktes in ventrale Lungenareale mit Abnahme der Ventilation in dorsalen Lungenarealen nach Intubation festgestellt werden.

Trotz der hochthorakalen Gürtelposition ist die Überwachung der Ventilationsverteilung mittels EIT während großer Oberbauchoperationen technisch möglich und kann typische Veränderungen der Lungenbelüftung im Rahmen einer Allgemeinanästhesie und Oberbauchoperation darstellen. Ob mit Hilfe der EIT die intraoperative Beatmung so optimiert werden kann, dass die postoperative Rate an pulmonalen Komplikationen verringert wird, sollte in weiteren Studien untersucht werden.

## Abstract (english)

Electrical impedance tomography (EIT) of the lungs allows a bedside representation of the ventilation distribution with only marginal side effects. Intraoperative optimization of ventilation by EIT may help to prevent postoperative pulmonary complications. To date, there have been no studies evaluating intraoperative assessments during extended epigastric operations in patients at high risk for postoperative pulmonary complications. Therefore, we have designed a pilot study on EIT during major upper abdominal surgery as proof of concept.

After ethical approval, perioperative EIT measurements were carried out in 14 patients undergoing open upper abdominal surgery, scheduled for at least three hours. EIT measurements were performed before, during and after the surgical procedure as well as after removal of the endotracheal tube. We investigated the fraction of successful EIT measurements based on *a priori* defined criteria. In a secondary analysis, we determined the distribution of the applied tidal volume, as determined by the Center of Ventilation Index (COV), as well as the ratio of the dorsal to the total ventilation. Both parameters were compared before and after intubation, as well as following extubation.

A total of 120 intraoperative measurements were carried out in 14 patients with a duration of surgery ranging between four and 13 hours. In 13 of the patients (93 %), 111 (93 %) valid measurements were obtained. The EIT belt was positioned between the second to fourth intercostal space. There were no skin lesions or burns caused by the EIT belt. The main cause for invalid measurements was the lack of skin contact of the electrodes. In the secondary analysis, we were able to detect a ventral shift of the distribution of the applied tidal volume with reduced ventilation in the dorsal lung parts after intubation.

In spite of the high thoracic belt position, monitoring of ventilation distribution using EIT is feasible during large upper abdominal surgery and can detect typical patterns of ventilation during general anesthesia and upper abdominal surgery. Whether intraoperative ventilation can be optimized to reduce the postoperative rate of pulmonary complications using EIT should be investigated in further studies.

## Abkürzungsverzeichnis

<b>ALI</b>	<i>Acute lung injury</i>
<b>ARDS</b>	<i>Acute respiratory distress syndrome</i>
<b>ASA</b>	<i>American Society of Anesthesiologists</i>
<b>atm</b>	Physikalische Atmosphäre
<b>cm H<sub>2</sub>O</b>	Zentimeter Wassersäule
<b>CO<sub>2</sub></b>	Kohlendioxid
<b>COPD</b>	Chronisch obstruktive Lungenerkrankung
<b>COV</b>	<i>Center of Ventilation</i>
<b>CT</b>	Computertomographie
<b>EELI</b>	Endexpiratorische Lungenimpedanz
<b>EELV</b>	Endexpiratorisches Lungenvolumen
<b>EIT</b>	Elektroimpedanztomographie
<b>kg KG</b>	Kilogramm Körpergewicht
<b>mbar</b>	Millibar
<b>mm Hg</b>	Millimeter Quecksilbersäule
<b>NYHA</b>	<i>New York Heart Association</i>
<b>O<sub>2</sub></b>	Sauerstoff
<b>p.o.</b>	<i>Per os</i>
<b>PBW</b>	<i>Predicted body weight</i>
<b>PDK</b>	Periduralkatheter
<b>PEEP</b>	Positiver endexpiratorischer Druck
<b>PPC</b>	Postoperative pulmonale Komplikation
<b>ROI</b>	<i>Region of Interest</i>
<b>Th</b>	Thorax
<b>TV</b>	Tidale Impedanzvariation
<b>VT</b>	Tidalvolumen

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
1.1 Klinische Relevanz der Vermeidung postoperativer pulmonaler Komplikationen.....	1
1.2 Möglichkeiten der Elektroimpedanztomographie .....	1
1.3 Problematiken der Elektroimpedanztomographie im Rahmen offener Oberbaucheingriffe.....	2
1.4 Ziele der Arbeit und Fragestellung .....	3
2 Material und Methoden.....	4
2.1 Ein- und Ausschlusskriterien .....	4
2.2 Vorbereitung der PatientInnen .....	4
2.3 Anästhesie- und Beatmungsmanagement .....	5
2.4 Elektrische Impedanztomographie: Grundlegende Prinzipien .....	6
2.5 Elektrische Impedanztomographie: Durchführung und Auswertung .....	10
2.6 Primärer Endpunkt: Technische Validität .....	11
2.7 Sekundäre Endpunkte.....	12
2.7.1 Inhaltliche Validität.....	12
2.7.2 Perioperative Veränderungen der Lungenbelüftung .....	12
2.7.3 Sicherheit der intraoperativen elektrischen Impedanztomographie ..	13
2.8 Statistische Auswertung .....	13
3 Ergebnisse.....	14
3.1 PatientInnencharakteristika .....	14
3.2 Primärer Endpunkt: Technische Validität .....	15
3.3 Sekundäre Endpunkte.....	17
3.3.1 Inhaltliche Validität.....	17
3.3.2 Perioperative Veränderungen der Lungenbelüftung .....	17
3.3.3 Sicherheit der intraoperativen elektrischen Impedanztomographie ..	19



4 Diskussion .....	20
4.1 Ergebniszusammenfassung .....	20
4.2 Intraoperative Durchführbarkeit und technische Herausforderungen.....	20
4.3 Auswirkung intraoperativer Beatmungsstrategien .....	22
4.4 Einfluss der Positionierung des Elektrodengürtels .....	25
4.5 Limitationen der Studie.....	28
4.6 Schlussfolgerungen .....	28
5 Literatur- und Quellenverzeichnis.....	30
6 Danksagung .....	39

# 1 Einleitung

## 1.1 Klinische Relevanz der Vermeidung postoperativer pulmonaler Komplikationen

Postoperative pulmonale Komplikationen (PPCs) verlängern die Krankenhausverweildauer, gehen mit höheren Behandlungskosten einher und sind mit einer deutlich erhöhten Letalität (definitionsabhängige 30-Tages-Letalität 0,98 % ohne versus bis zu 27 % mit PPC) verbunden (1–10). Hiervon betroffen sind insbesondere PatientInnen, die sich offenen Oberbaucheingriffen unterziehen (11,12). Selbst nach unkomplizierten Eingriffen zeigen 30 bis 50 % der PatientInnen eine transiente Hypoxämie, ein Zustand der zum Teil über mehrere Tage persistiert (12–14). Hierbei wird pathophysiologisch ein Zusammenhang mit einer durch Manipulation im Oberbauch induzierten, ausgeprägten Atelektasenbildung mit postoperativ anhaltender restriktiver Ventilationsstörung angenommen (12,15,16). Weiterhin entstehen Atelektasen regelhaft bei bis zu 90 % aller PatientInnen nach Einleitung einer Allgemeinanästhesie mit mechanischer Beatmung, typischerweise in den dorsobasalen Lungenarealen (1,13,17,18). Ursächlich hierfür wird ein Anästhesie-induzierter Verlust des Tonus der Atemmuskulatur mit Kollaps der entsprechenden Lungenabschnitte gemacht. Atelektasen können auch nach Extubation tagelang weiter bestehen (12,13). Da sie einer der häufigsten Gründe für eine postoperativ auftretende Hypoxämie sind, ist deren Vermeidung bereits in der perioperativen Versorgung relevant (1,17). Da ebenfalls gezeigt werden konnte, dass Strategien, die eine Vermeidung von hohen Beatmungsdrücken beinhalten, sowohl bei kritisch Kranken als auch bei PatientInnen, die sich Oberbaucheingriffen unterziehen, die Inzidenz von PPCs reduzieren, ist weiterhin davon auszugehen, dass neben einer Atelektasenbildung auch direkte mechanische Schädigungen der Lunge durch die maschinelle Beatmung eine Rolle spielen, beispielsweise durch eine hohe Ventilation nicht-abhängiger Lungenareale (16,19–25).

## 1.2 Möglichkeiten der Elektroimpedanztomographie

Die intraoperative Kontrolle von Atelektasenbildung und Gleichmäßigkeit der Lungenbelüftung, die der AnästhesistIn die Möglichkeit bietet, die maschinelle Beatmung gezielt anzupassen und entstandenen Atelektasen durch Rekrutierungsmanöver direkt entgegenzuwirken, kann die genannten pathophysiologischen Vorgänge beeinflussen und das Auftreten von PPCs vermindern (10,12,21,26,27). Konventionelle Schnittbildverfahren wie die Computertomographie oder die Magnetresonanztomographie sind jedoch nicht realisierbar, da eine sinnvolle intraoperative Anwendung alleine aufgrund der Größe der

Geräte technisch nicht möglich oder – wie bei der Computertomographie – bei mehrstündigen Operationen eine nicht vertretbare Strahlenbelastung auftreten würde (24,28).

In diesem Kontext bietet die elektrische Impedanztomographie (EIT) ein Verfahren, das durch Messung von Impedanzänderungen ein Schnittbild verschiedener Gewebe erzeugen kann. Das Verfahren wurde bereits vor über 35 Jahren etabliert und seit 2011 ist ein Seriengerät verfügbar (29). Eine der häufigsten Anwendungen der EIT ist die Messung der Impedanzänderungen im Thorax, welche eine graphische Darstellung ventilierter Lungenareale erlaubt (30). Hierbei werden zunächst 16 bis 32 Elektroden kreisförmig in etwa auf Höhe der thorakalen Segmente Th 4-6 in regelmäßigen Abständen um den Thorax angebracht (30–33). Im Gegensatz zur Computertomographie oder einem konventionellen Röntgenbild des Thorax werden die PatientInnen bei der EIT keiner Strahlenbelastung ausgesetzt (34–36). Inzwischen gibt es zahlreiche Studien, welche die gute Reproduzierbarkeit der EIT-Messungen belegen. Die Zuverlässigkeit, Durchführbarkeit und Reproduzierbarkeit ist an normal- und übergewichtigen lungengesunden Personen ebenso gegeben wie an PatientInnen mit ARDS (37–44). Dennoch kann starkes Übergewicht zu einer Minderung der Signalqualität führen. Aus diesem Grund empfiehlt der Hersteller bei Adipositas eine engmaschige Überwachung der EIT-Bilder und keine Anwendung bei einem Body-Mass-Index von  $>50 \text{ kg/m}^2$  (29,45).

Ein weiterer Vorteil der EIT ist, dass ein Transport der PatientInnen entfällt, da das Verfahren bettseitig und nichtinvasiv durchgeführt werden kann. Dies ermöglicht eine rasche und wiederholte Kontrolle sowie eine Anpassung der Beatmung (35,36,46–48). Tatsächlich konnte bereits in einer prospektiven, randomisierten, kontrollierten Studie an 50 PatientInnen während laparoskopischer Abdominalchirurgie gezeigt werden, dass eine EIT-gesteuerte Vermeidung von Atelektasen zur Verbesserung der Oxygenierung führt. Ebenfalls reduzierten sich das Auftreten von PPCs in der EIT-gesteuerten Gruppe um die Hälfte, dies war jedoch statistisch nicht signifikant (27).

### 1.3 Problematiken der Elektroimpedanztomographie im Rahmen offener Oberbaucheingriffe

Eine intraoperative Überwachung mittels EIT als Basis gezielter Interventionen zur Vermeidung von PPCs wäre insbesondere für PatientInnen, die sich einem offenen Oberbaucheingriff unterziehen, aufgrund des hohen Risikos für PPCs interessant. Allerdings bestehen hinsichtlich der intraoperativen Durchführung der EIT während offener Oberbaucheingriffe eine Reihe von Limitationen:

1. Der Elektrodenwiderstand und somit die Bildqualität wird möglicherweise durch Veränderungen im Rahmen der OP-Lagerung und/oder Umlagerung sowie Schweißbildung oder Verlust des Kontaktgels über längere Zeit beeinträchtigt.
2. Die typische Elektrodenposition interferiert mit dem OP-Feld und der Elektrogürtel muss höher platziert werden. Somit ist unklar, ob Veränderungen wie At-  
elektasenbildung in diesem Kontext detektiert werden können.
3. EIT-Messungen sind nicht möglich während elektrischem Kauterns, da der Gürtel zum Schutz der PatientInnen in diesen Phasen vom Gerät getrennt werden muss. Dies bedingt die Notwendigkeit einer automatischen Neukalibrierung des Geräts nach Diskonnektion.

#### 1.4 Ziele der Arbeit und Fragestellung

Bisher existiert weder eine Beschreibung der Anwendung einer EIT während offener Oberbaucheingriffe noch eine systematische Untersuchung der Auswirkung der beschriebenen Einschränkungen. Aus diesem Grund untersuchten wir die Durchführbarkeit einer EIT während offener Oberbaucheingriffe mit Hinblick auf die folgenden Fragestellungen:

1. Wie hoch ist der Anteil verwertbarer intraoperativer EIT-Messungen?
2. Können die anhand der unter Aussparung des OP-Feldes angepassten Elektrodenlage zu erwartenden Veränderungen zuverlässig dargestellt werden?
3. Gibt es Komplikationen durch das Verfahren, die die PatientInnen gefährden könnten?

## 2 Material und Methoden

Mit positivem Votum der zuständigen Ethikkommission (Ethikkommission der Medizinischen Fakultät, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Deutschland, Studiennummer 2974, Vorsitzender Prof. Lenard, Votum vom 10. Juli 2008) führten wir in der Zeit vom 27. Juli 2009 bis 31. Dezember 2009 die EIT-Messungen als Substudie einer prospektiven klinischen Studie durch, die den Einfluss des intraoperativen Tidalvolumens auf die postoperative Patientenerholung untersuchte („[www.clinicaltrials.gov](http://www.clinicaltrials.gov)“ Identifier: 00795964) (15). Die übergeordnete Studie randomisierte Patienten zu zwei verschiedenen Beatmungsregimen mit unterschiedlichen Tidalvolumina (6 versus 12 ml/kg idealem Körpergewicht).

### 2.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden PatientInnen eingeschlossen, die sich einem elektiven Oberbaucheingriff mit geplanter Anlage eines Periduralkatheters (PDK) und einer geplanten Mindestoperationsdauer von 180 Minuten unterzogen, mindestens 50 Jahre alt waren und in der Klassifikation der *American Society of Anesthesiologists* (ASA) mit II, III oder IV eingestuft waren. Die Aufklärung durch eine ÄrztIn sowie die schriftliche Einwilligungserklärung der PatientInnen für die Studienteilnahme erfolgte spätestens am Vortag des geplanten Operationstermins.

PatientInnen ohne schriftliches Einverständnis, mit mentaler Beeinträchtigung, neuromuskulärer Erkrankung, Schwangerschaft, einer ASA-Klassifikation >IV, erhöhtem intrakraniellen Druck, implantiertem Herzschrittmacher oder ICD (implantierbarer Cardioverter Defibrillator) wurden von der Teilnahme an der Studie ausgeschlossen.

### 2.2 Vorbereitung der PatientInnen

Am Morgen des Operationstages erhielten alle PatientInnen eine Prämedikation mit Midazolam (3,75-7,5 mg p.o.). Vor Einleitung der Narkose wurde ein thorakaler PDK auf Höhe Th 7-12 angelegt, der mit einem initialen Bolus von 10-15 ml Ropivacain 0,75 % und anschließender kontinuierlicher Infusion von 0,375%tigem Ropivacain (6-8 ml/h) bestückt wurde.

Im Anschluss wurde die Position des Elektrodengürtels am Thorax zusammen mit dem behandelnden Chirurgen festgelegt. Dabei wurde eine möglichst kaudale Gürtelposition angestrebt, die dennoch einen ausreichenden Abstand zum OP-Gebiet entsprechend der Einschätzung des Operateurs bot. Daraufhin wurden an den sitzenden PatientInnen der Thoraxumfang auf der zuvor festgelegten und markierten Ebene bestimmt

und ein entsprechender, kommerziell verfügbarer Elektrodengürtel angelegt (vgl. Tabelle 1).

Größe	Minimaler Thoraxumfang [cm]	Maximaler Thoraxumfang [cm]	Gürtelfarbe
S	70	84	Gelb
M	80	96	Blau
L	92	110	Rot
XL	106	128	Grün
XXL	125	150	Grau

**Tabelle 1: Verwendete Größen des Elektrodengürtels**

*Ermittlung des geeigneten Elektrodengürtels anhand des Thoraxumfangs. Angaben in Zentimetern [cm]. Modifiziert nach (49).*

Um eine gute Signalübertragung zwischen Haut und Elektrodengürtel zu gewährleisten, wurde Elektrodengel verwendet. Anschließend wurden die finale Gürtelposition auf Höhe der mittleren Axillarlinie anhand des Interkostalraums dokumentiert und eine Referenzelektrode supraklavikulär platziert. Schließlich wurden die PatientInnen in Rückenlage verbracht und nach Beschwerden oder Missempfindungen durch den EIT-Gürtel befragt.

### 2.3 Anästhesie- und Beatmungsmanagement

Alle PatientInnen erhielten eine gemäß Studienprotokoll standardisierte Allgemeinanästhesie mit intravenöser Narkoseinduktion und anschließender endotrachealer Intubation. Zur Narkoseinduktion wurden 0,4 µg/kg Sufentanil, 4-5 mg/kg Thiopental sowie zur Intubation 0,2 mg/kg Cis-Atracurium verabreicht. Zur Narkoseaufrechterhaltung wurde das Inhalationsanästhetikum Sevoflurane (endtidale Konzentration entsprechend 0,8-1 alterskorrigierter minimaler alveolärer Konzentration) mit einer inspiratorischen Sauerstoffkonzentration von 50 Prozent sowie Opioid und Muskelrelaxans nach Bedarf durch die zuständige AnästhesistIn appliziert. Dabei wurde die neuromuskuläre Erholung mit Hilfe von Relaxometrie anhand der *Train-of-Four-Ratio* kontrolliert. Des Weiteren wurden Puls, Blutdruck, inspiratorische Sauerstofffraktion und expiratorisches Kohlendioxid, Flüssigkeits- und Ausscheidungsmanagement sowie Körperkerntemperatur kontinuierlich überwacht. Zusätzlich erhielten alle PatientInnen eine nasogastrale Sonde sowie eine Antibiotikaphylaxe mittels 2 g Cefazolin vor Hautschnitt, die nach 4 Stunden wiederholt wurde. Bei einigen PatientInnen wurde zusätzlich Metronidazol 0,5 g verabreicht.

Die Beatmung der PatientInnen erfolgte mit dem Anästhesiegerät Zeus (*Dräger Medical GmbH, Lübeck, Germany*) volumenkontrolliert im Auto-flow-Modus mit einem positiven end-expiratorischen Druck von 5 mbar. Gemäß dem Studienprotokoll der übergeordneten Studie wurde das Tidalvolumen randomisiert einer von zwei Gruppen zugeordnet:

- 1) 6 ml/kg idealem Körpergewicht
- oder
- 2) 12 ml/kg idealem Körpergewicht (15)

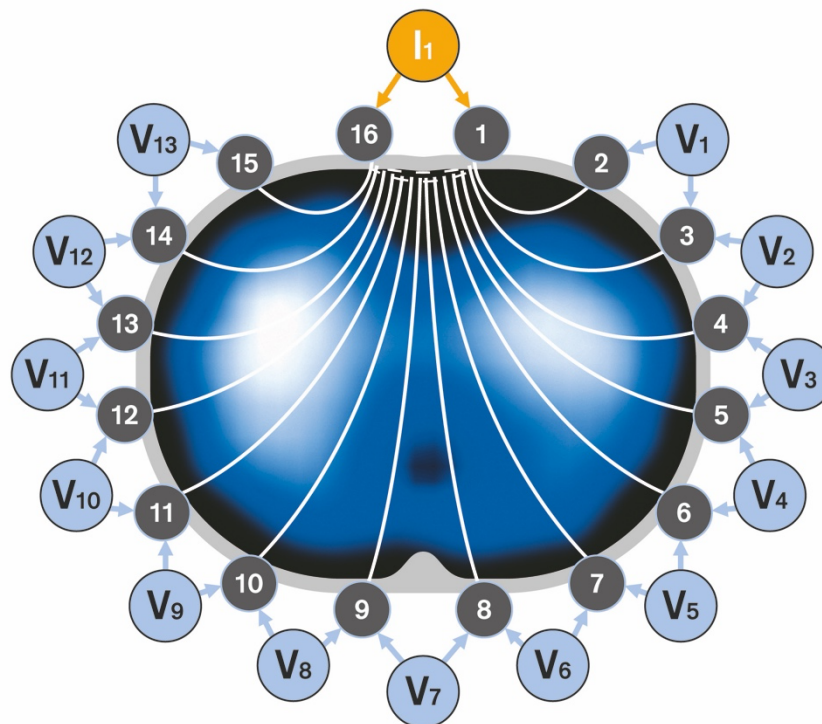
Die Adjustierung der Atemfrequenz bei einem Inspirations- zu Expirationsverhältnis von 1:2 erfolgte mit dem Ziel, das endtidale Kohlendioxid im Bereich von 35-40 mm Hg zu halten. Am Ende der Operation wurde eine unmittelbare Extubation angestrebt und wenn möglich, nach einmaligem Rekrutierungsmanöver bei suffizienter Spontanatmung und ausreichend vorhandenen Schutzreflexen durchgeführt.

## 2.4 Elektrische Impedanztomographie: Grundlegende Prinzipien

Die Idee, ein Schnittbild zu generieren, das die Verteilung der Gewebeimpedanzen zeigt, kam bereits in den 1970er Jahren auf und wurde erstmals von Henderson und Webster 1976 umgesetzt (50). Die erste tomographische Darstellung der Bilder führten zu Beginn der 1980er Jahre Barber und Brown ein (50). Sie wendeten das Verfahren zunächst am Unterarm, später auch zur Messung von thorakalen Impedanzänderungen an (31,50,51). Die anfangs störanfällige Technik wurde in den folgenden Jahren weiter optimiert (39,40,52,53), sodass Hellige und Hahn 1990 erstmals einen vorwiegend digitalen EIT-Typ vorstellten (54), welcher sich speziell zur Bewertung von Atemzugvolumina und zur Überwachung der regionalen Lungenfunktion eignete (29). Mit dem Gerät PulmoVista 500 der Firma *Dräger Medical GmbH, Lübeck, Germany* wurde 2011 erstmals ein Seriengerät zum Beatmungsmonitoring auf den Markt gebracht (29,55).

Zusätzlich zu den in regelmäßigen Abständen um den Thorax zirkulär angelegten Elektroden wird als Referenz für die gemessenen Potentiale eine Referenzelektrode angebracht, die zum Beispiel im Abdominalbereich platziert werden kann (29,30,54). Diese Referenzelektrode stellt sicher, dass sich sämtliche Messungen an den thorakalen Elektroden auf dasselbe elektrische Potential beziehen (29).

Bei jeder Messung werden niedrige Wechselströme zwischen 50-200 kHz in ein nebeneinanderliegendes Elektrodenpaar am Thorax appliziert und die resultierenden Oberflächenspannungen an den übrigen 13 Elektrodenpaaren gemessen (vgl. Abb. 1) (30,54).



**Abb. 1: Messprinzip der EIT**

*Schematische Darstellung des Messprinzips der EIT mit 16 Elektroden um einen schematisierten Thorax. Die Stromeinspeisung ( $I_1$ ) beginnt an einem ersten Elektrodenpaar, während an den übrigen 13 Elektrodenpaaren die Messung der resultierenden Oberflächenpotentiale ( $V_{1-13}$ ) erfolgt (© Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck. Alle Rechte vorbehalten (49,56)).*

Um einen Messzyklus zu erfassen, erfolgt die Stromeinspeisung nacheinander an allen Elektrodenpaaren. So entstehen Spannungsprofile an 16 Elektrodenpositionen, die von jeweils 13 Elektroden aufgenommen werden. Aus den daraus resultierenden 208 Messwerten, kann dann ein EIT-Bild rekonstruiert werden (29–32,57).

Jedes Gewebe hat aufgrund seiner Zusammensetzung aus Elektrolyten und Wasser spezifische elektrische Eigenschaften. Wird ein Wechselstrom mit definierter Spannung und Stärke angebracht, können mit Hilfe des Ohmschen Gesetzes gewebespezifische elektrische Widerstände, die sogenannten Bioimpedanzen, ermittelt werden (30,31,57–59). Beispiele für unterschiedliche Gewebeimpedanzen sind in Tabelle 2 dargestellt.



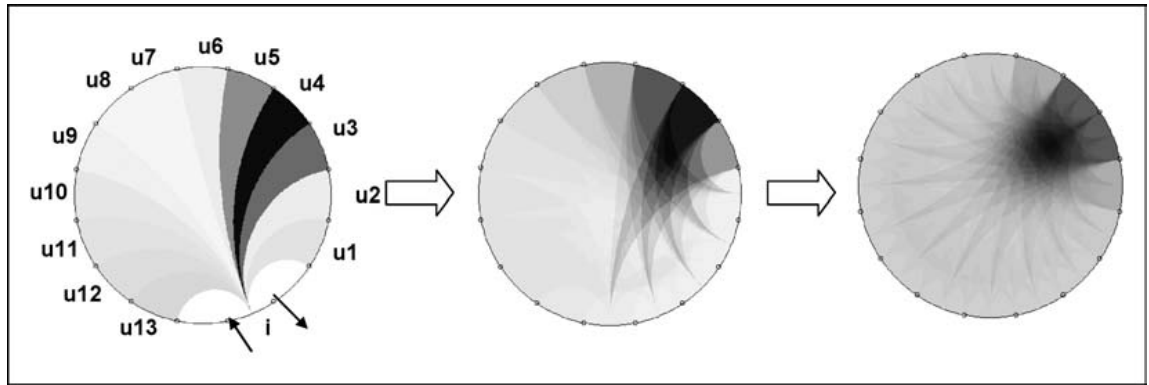
Gewebe	Spezifischer Gewebswiderstand [ $\Omega\text{m}$ ]
Blut	1,5
Lunge (Expiration)	7,2
Lunge (Inspiration)	23,6
Fett	20-27,2
Knochen	40-166,0
Haut	32
Herzmuskel	1,6-4,3

**Tabelle 2: Typische Gewebswiderstände bei einer Frequenz von 10 kHz**

*Alle Angaben in Ohmmetern [ $\Omega\text{m}$ ] (modifiziert nach (50,57,59)).*

Um aus den Messungen der Stromspannung an den Oberflächen Elektroden ein EIT-Bild generieren zu können, ist es notwendig auf die im Thorax vorherrschende Verteilung der Leitfähigkeiten zurückzuschließen. Dies geschieht digital anhand von mathematischen Rekonstruktionsalgorithmen, die je nach Gerät variieren (60,61).

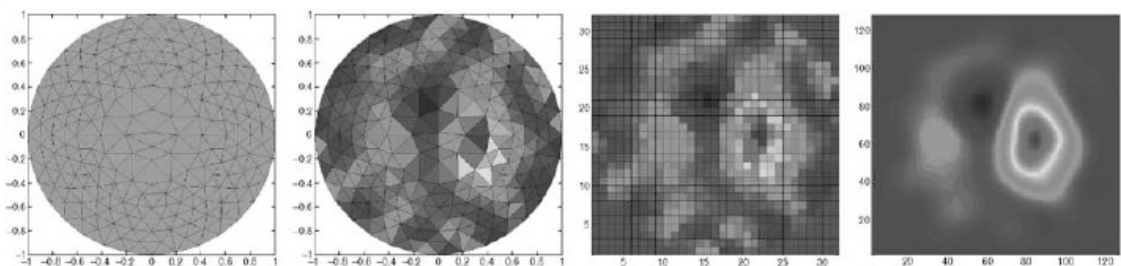
Im Grundsatz funktioniert das Verfahren wie folgt: Jedes Mal, wenn Strom appliziert wird, entsteht eine Potentialverteilung im Thorax. Regionen mit demselben elektrischen Potential werden anhand von Äquipotentiallinien dargestellt (vgl. Abb. 2). Eine regionale Impedanzänderung im Thorax, zum Beispiel durch eine Änderung des Luftgemisches in der Lunge, führt zu einer Änderung der Spannungsprofile. Außerdem führt diese regionale Impedanzänderung immer auch zu einer Spannungsänderung „hinter“ der Region mit der veränderten Impedanz. Der Rekonstruktionsalgorithmus legt die 16 Spannungsprofile der Elektrodenpositionen übereinander, verarbeitet und filtert diese. Durch die Rotation der Stromeinspeisung kann im daraus resultierenden Bild die Region mit der veränderten Impedanz an der richtigen Stelle lokalisiert werden (vgl. Abb. 2) (29,62,63).



**Abb. 2: Visualisierung der Impedanzinformation**

Darstellung der Impedanzinformation anhand der Äquipotentiallinien für einen Bereich (schwarz dargestellt) bei einmaliger Stromspeisung ( $i$ ) (links), bei Stromspeisung an unterschiedlichen Lokationen (Mitte) und bei um den Thorax herum rotierender Stromspeisung (rechts) (© 2007 Lippincott Williams & Wilkins (62)).

Nach der sog. Finite-Elemente-Methode werden die gemessenen Spannungen in ein ellipsenförmiges EIT-Bild umgewandelt und die Fläche der Elektrodenoberfläche des untersuchten Objekts in 340 homogene, isotrope Dreiecke unterteilt (29,60,62). Um die Impedanz der Dreiecke möglichst exakt zu berechnen, werden deren Impedanzwerte wiederholt modifiziert, bis die Impedanzverteilung des Modells am besten mit der gemessenen Impedanzverteilung übereinstimmt (vgl. Abb. 3) (29,62). Dabei werden keine absoluten Impedanzwerte verwendet, sondern relative Impedanzänderungen. Diese werden von einem Referenzpunkt zu einer bestimmten Zeit mit einem Referenzpunkt zu einem späteren Zeitpunkt anhand einer sog. *Baseline* verglichen (29,49,62).



**Abb. 3: Bildrekonstruktion nach der Finite-Elemente-Methode**

Von links. Erstes Bild: Unterteilung der gemessenen Spannungen einer Elektrodenoberfläche in isotrope Dreiecke. Zweites Bild: regionale Impedanzverteilung, FEM-basiert rekonstruiert. Drittes Bild: Umwandlung der Dreieckstruktur in ein rechteckiges Raster zur schrittweisen Modifizierung u.a. mithilfe eines Gaußfilters. Viertes Bild: Nach wiederholter Bildverarbeitung kaum verbleibender Unterschied zwischen dem theoretischen Modell und der aktuellen Messung (© 2007 Lippincott Williams & Wilkins (29,62)).

Die daraus resultierenden EIT-Bilder werden funktionelle oder f-EIT-Bilder genannt. Ähnlich der Computertomographie werden die angezeigten EIT-Bilder von kaudal betrachtet. Somit wird die linke Lunge des Patienten rechts im EIT-Bild und die rechte Lunge links im Bild dargestellt (29,49,64).

## 2.5 Elektrische Impedanztomographie: Durchführung und Auswertung

Die EIT wurde mit dem Prototyp „EIT Evaluation Kit 2“ (Dräger Medical GmbH, Lübeck, Germany) mit einer 32x32 Pixelauflösung (1024 Pixel pro Bild) durchgeführt. Vor jeder Anwendung des EIT-Gerätes wurden mehrere Sicherheitschecks durchgeführt. Nach einer Sichtprüfung auf äußere Beschädigungen wurde das EIT-Gerät zunächst mit einer Testeinheit des Herstellers verbunden. Mit Hilfe dieser Testeinheit kann anhand einer mitgelieferten Software die maximal fließende Stromstärke während einer EIT-Messung ermittelt werden und somit eine Gefährdung der PatientInnen durch zu hohe Ströme ausgeschlossen werden. Außerdem erfolgte ein Selbsttest des Gerätes, bei dem unter anderem die Ausgangsimpedanz überprüft wurde (49,65). Erst nach erfolgreichen und einwandfreien Sicherheitschecks des EIT-Gerätes wurde dieses mit dem Elektrodengürtel der PatientInnen konnektiert. Zunächst wurde die Qualität des Elektrodenkontaktes überprüft, um eine Dislokation oder Fehlfunktion der Elektroden auszuschließen. Bei einem Widerstand unter 300  $\Omega$  wurde zur Verbesserung des Elektrodenkontakts abermals Elektrodengel appliziert und/oder eine geringfügige Lagekorrektur des Gürtels vorgenommen (49,65). Nach Operationsbeginn wurde außerdem zu jedem Messzeitpunkt (siehe unten) sichergestellt, dass kein Kautern durch die Chirurgen erfolgte. Um die Gefahr von Verbrennungen zu vermindern, wurden während der laufenden Operation nach jeder Messung die Verbindungsstecker zum Computermodul diskonnektiert.

An folgenden Messzeitpunkten wurde jeweils für eine Minute eine EIT-Messung durchgeführt:

- 1) „Vor Einleitung“: Vor Einleitung wurden die liegenden, wachen PatientInnen gebeten, eine Minute lang gleichmäßig und ruhig zu atmen.
- 2) „Intubation“: Nach Narkoseeinleitung, unmittelbar nach der Intubation, wurde die EIT-Messung an den kontrolliert beatmeten PatientInnen wiederholt.
- 3) „Hautschnitt“: Die nächste Messung erfolgte unmittelbar vor dem Hautschnitt.
- 4) „Stündlich“: Während der gesamten Operationsdauer wurden jeweils stündlich eine EIT-Messung durchgeführt.

- 5) „Vor Extubation“: Unmittelbar vor der Extubation, aber an den noch kontrolliert beatmeten PatientInnen, wurde die letzte intraoperative Messung aufgezeichnet.
- 6) „PACU“: Nach der Extubation wurde die letzte Messung bei Ankunft im Aufwachraum oder auf der Intensivstation an den spontanatmenden PatientInnen durchgeführt.

Das EIT-Rohsignal wurde mit der Dräger *EIT data review software* (Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck, Deutschland) analysiert. Ein Tiefpassfilter dämpft dabei Impedanzänderungen über 50 Hertz, welche typischerweise durch die Herzaktion hervorgerufen werden (29,49,66).

Für jeden Atemzyklus, also für jede Inspiration und die dazu gehörige Expiration, wurde ein sogenanntes Tidalbild („*Tidal Image*“) erstellt. Dazu findet eine Subtraktion der end-expiratorischen von den endinspiratorischen Impedanzänderungen statt. Somit repräsentiert das Tidalbild die regionale, zweidimensionale Ventilationsverteilung des jeweils vorangegangenen Atemzuges. Die Tidalbilder einer einminütigen EIT-Messperiode wurden gemittelt, um das sogenannte Minutenbild („*Minute Image*“) zu generieren. (29,49,67). Für die weitere Analyse wurden die Daten der Minutenbilder als *ASCII files* nach Excel exportiert (49).

## 2.6 Primärer Endpunkt: Technische Validität

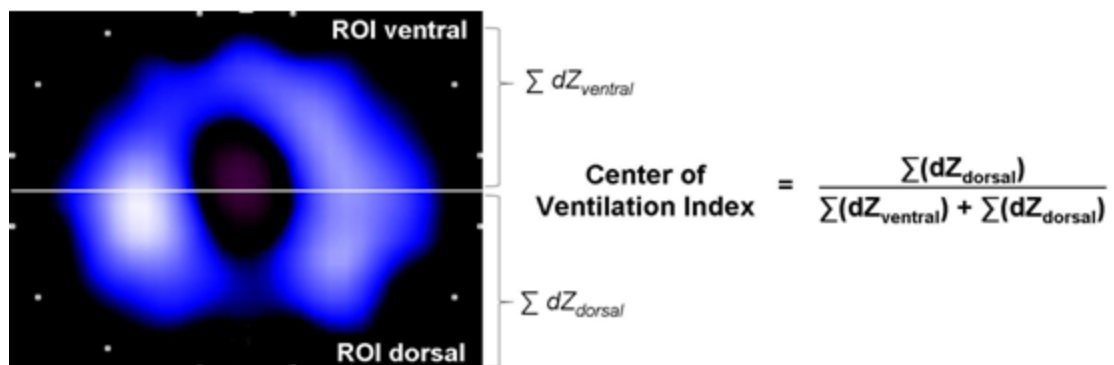
Als primärer Endpunkt wurde der Anteil der als technisch valide erachteten Messungen an der Gesamtanzahl aller geplanten Messungen definiert. Das „*EIT Evaluation Kit 2*“ kann den fehlenden oder mangelnden Hautkontakt einer einzelnen Elektrode kompensieren. Somit waren Messungen technisch valide, wenn mindestens 15 der 16 Elektroden am Gürtel ausreichenden Hautkontakt aufwiesen, definiert als einen elektrischen Widerstand unter 301 Ohm. Zusätzlich mussten bei visueller Inspektion der Aufnahmen mindestens vier und maximal 30 Atemzüge mit end-tidalem Plateau über mindestens 30 Sekunden abgrenzbar sein.

Messungen, die kürzer als 30 Sekunden andauerten, zwei oder mehr Elektroden mit schlechtem oder keinem Kontakt zur Haut der PatientInnen aufwiesen (Elektrodenwiderstand >300 Ohm) oder bei denen einzelne Atemzüge nicht deutlich abgrenzbar waren, wurden als fehlerhaft gekennzeichnet. Sie gingen nicht in die weiteren Analysen ein.

## 2.7 Sekundäre Endpunkte

### 2.7.1 Inhaltliche Validität

Die inhaltliche Validität der durchgeführten Messungen wurde anhand der Darstellbarkeit der typischen Veränderungen in der thorakalen Belüftung während einer Anästhesie quantifiziert. Hierbei wurde untersucht, ob die typischerweise nach Anästhesieeinleitung auftretende Ventralisierung der Lungenbelüftung (68–70) durch die Messungen mit für den geplanten Oberbaucheingriff angepasster Positionierung des Elektrodengürtels dargestellt werden konnte. Dies wurde realisiert, indem zunächst das Ventilationszentrum in Form des so genannten „*Center of Ventilation Index*“ (COV) (68,69,71) ermittelt wurde: Die relativen Impedanzänderungen pro Zeile eines Minutenbildes wurden zunächst addiert. Dann wurde der gewichtete Mittelwert des anterior-posterior Histogramms in Prozent berechnet. Per Konvention zeigen Werte von 50 Prozent eine gleichmäßige Ventilationsverteilung zwischen der ventralen und der dorsalen Thorax-Hälfte an, Werte unter 50 Prozent weisen dabei auf ein eher ventrales Ventilationszentrum hin, Werte darüber auf eine mehr dorsale Tidalvolumenverteilung vgl. (Abb. 4) (66,68,72).



**Abb. 4: Berechnung des *Center of Ventilation***

COV = *Center of Ventilation Index*, ROI = *Region of interest*, dZ=Mittelwert der maximalen Impedanzänderungen pro Pixel in einer Aufnahmeminute (modifiziert nach (69,71)).

### 2.7.2 Perioperative Veränderungen der Lungenbelüftung

Zur Bestimmung der weiteren perioperativen Veränderungen der Lungenbelüftung wurde zusätzlich die gesamte ventilierte Lungenfläche bestimmt. Diese wurde definiert als Anzahl der Pixel pro Minutenbild, welche mindestens eine Impedanzänderung von 20 % der maximalen Impedanzänderung im Bild zeigten (73–75). Weiterhin wurde jedes EIT-Bild in eine ventrale und eine dorsale Hälfte aufgeteilt und die ventilierte Lungenfläche („*total ventilated lung area*“) isoliert in den abhängigen, dorsalen Lungenabschnitten

ermittelt (66,76,77). Anschließend wurden die beiden Parameter analog zum COV vor und nach Intubation verglichen. Weiterhin verglichen wir die gesamte und die dorsale ventilierte Lungenfläche, sowie den *Center of Ventilation Index* vor und nach Extubation, um die spontane Umkehrbarkeit der Veränderungen zu untersuchen.

### 2.7.3 Sicherheit der intraoperativen elektrischen Impedanztomographie

Jedliches möglicherweise in Zusammenhang mit der EIT-Messung oder dem Gürtel in Zusammenhang stehende intraoperative Ereignis wurde dokumentiert. Alle PatientInnen wurden im Aufwachraum, sowie am ersten, dritten und fünften postoperativen Tag visitiert und auf Hautläsionen und Verbrennungen untersucht, sowie gezielt nach schmerzhaften Stellen am Thorax befragt.

## 2.8 Statistische Auswertung

Normalverteilte Werte sind als Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung dargestellt, nicht-normalverteilte Daten als Median und Quartile, bzw. graphisch in Boxplots dargestellt.

Für den Vergleich der ventilierten Lungenfläche und des COV zwischen „Vor Einleitung“ und „Intubation“, sowie zwischen „Vor Extubation“ und „PACU“ wurde der Wilcoxon-Rangsummentest verwendet. Alle Berechnungen wurden mit STATA 10.0 (Stata-corpora, Texas, USA) durchgeführt. Ein p-Wert kleiner 0,05 wurde als statistisch signifikant erachtet (78).

### Fallzahlabeschätzung

Zur Fallzahlabeschätzung ermittelten wir die Anzahl an PatientInnen, die benötigt wurde, um eine signifikante Veränderung zwischen dem COV vor und nach Anästhesieeinleitung zu detektieren.

Der COV war von anderen Autoren während Spontanatmung vor Narkoseeinleitung im Mittel mit 48 Prozent angegeben worden. Während mechanischer Beatmung wurde ein Abfall des Index um  $7 \pm 7$  % berichtet, entsprechend einer Ventralisierung der Ventilation (64). Eine auf diesen Werten basierende Fallzahlabeschätzung ergab eine notwendige Anzahl von 10 PatientInnen, um eine entsprechende Änderung mit einem Alpha-Fehler von 0,05 und einer Power von 80 % detektieren zu können (78).

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 PatientInnencharakteristika

Intraoperative EIT-Messungen konnten an 14 konsekutiven PatientInnen durchgeführt werden. Eine Übersicht über die demographischen Daten, Angaben zur Operationsart, der chirurgischen Schnittführung, sowie zu den verwendeten Bauchdeckensperren ist in Tabelle 3 dargestellt.

Anzahl an PatientInnen	14
Frauen	4 (29)
Alter (Jahre)	66 ± 10
Größe (cm)	175 ± 9
Body Mass Index (kg*m <sup>-2</sup> )	25 ± 5
Raucher	5 (36)
Lungenerkrankungen	
– Asthma	1 (7)
– COPD	1 (7)
Thorakaler PDK	13 (93)
Operationsart	
– Leberteilresektion	5 (36)
– OP nach Whipple	5 (36)
– Gastrektomie	3 (21)
– Hemikolektomie	1 (7)
Schnittführung	
– Transverse Laparotomie	5 (36)
– Transverse Laparotomie mit oberem Medianschnitt	8 (57)
– Mediane Laparotomie	1 (7)
Verwendung Retraktionssystem	
– Rippenbogenretraktor (Rochard)	11 (79)
– Retraktor nach Bookwalter	1 (7)

**Tabelle 3: Demographische Daten und Art der Operation**

*Die Werte sind die Anzahl PatientInnen mit Prozentangaben in Klammern oder Mittelwert ± Standardabweichung (modifiziert nach(78)).*

Die mediane Narkosedauer betrug 8,2 Stunden und variierte zwischen 4,6 und 13,75 Stunden. Vor Einleitung der Narkose tolerierten alle PatientInnen den Silikongürtel des EITs ohne Unannehmlichkeiten zu äußern. Die Gürtelpositionen sind in Tabelle 4 dargestellt. Keiner der untersuchten PatientInnen erlitt Verbrennungen oder andere Hautläsionen (78).

Elektrodengürtelposition	
– Interkostalraum II	4 (29)
– Interkostalraum III	3 (21)
– Interkostalraum IV	7 (50)
Gürtelgröße	
– M <sup>a</sup>	5 (36)
– L <sup>a</sup>	5 (36)
– XL <sup>a</sup>	2 (14)
– XXL <sup>a</sup>	2 (14)
Thoraxumfang (cm)	104 ± 11

**Tabelle 4: Intraoperative Position und Größe der verwendeten Elektrodengürtel**

Werte als ganze Zahlen und Prozentangaben oder als Mittelwert ± Standardabweichung dargestellt. <sup>a</sup> Die Gürtelgrößen wurden nach gemessenem Thoraxumfang ausgewählt: M (90-100 cm), L (100-110 cm), XL (110-120 cm) und XXL (120-130 cm) (modifiziert aus (78)).

Alle PatientInnen erhielten zur Intubation Cisatracurium, welches bei neun der 14 PatientInnen (64 %) ein weiteres Mal intraoperativ verabreicht wurde. Aufgrund der Randomisierung der übergeordneten Studie (15) wurden sieben der untersuchten PatientInnen mit einem Tidalvolumen von 6 Millilitern pro Kilogramm PBW und 7 PatientInnen mit 12 Millilitern pro Kilogramm PBW ventilert. Während der gesamten Untersuchungsperiode erfolgte keine Veränderung der Tidalvolumina.

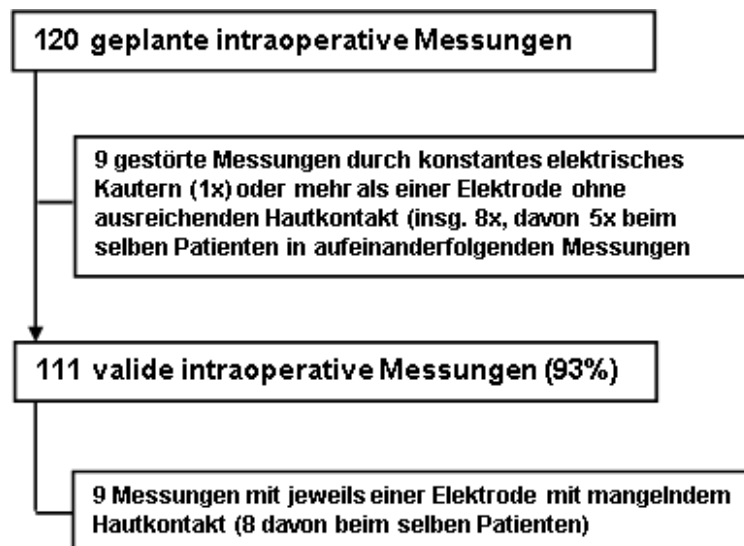
### 3.2 Primärer Endpunkt: Technische Validität

Auf der Basis der Dauer der Operationen hätten bei 14 PatientInnen insgesamt 120 intraoperative Messungen durchgeführt werden können, abhängig von der tatsächlichen Operationsdauer entsprechend 5 bis 15 Messungen pro PatientIn. Es konnten 111 Messungen (93 %) erfolgreich unter Generierung valider EIT-Bilder durchgeführt werden (vgl. Abb. 5).



Bei neun der 14 PatientInnen (64 %) waren alle geplanten intraoperativen Messungen möglich. Bei einem Patienten erwies sich der initial gewählte Elektrodengürtel nach Narkoseinduktion als zu groß, sodass nach der Einleitung bei sämtlichen Elektroden mangelnder Hautkontakt bestand. Aus diesem Grund wurde nach Intubation ein kleinerer Gürtel angelegt, mit dem die intraoperativen Messungen ohne weitere Zwischenfälle realisiert werden konnten. Im Gegensatz dazu war die EIT-Durchführung während einer Leberteilresektion über eine Dauer von 5 Stunden nicht möglich (7 %). Trotz intensiver Bemühungen konnte kein ausreichender Elektrodenkontakt an zwei dorsalen Elektroden bei dieser schlanken Patientin hergestellt werden (78).

Bei drei weiteren PatientInnen waren die EIT-Messungen lediglich zu einzelnen Zeitpunkten beeinträchtigt. In einem Fall hatte eine Elektrode bei einem Patienten während einer Leberteilresektion keinen ausreichenden Hautkontakt. Dennoch waren die EIT-Bilder valide. Insgesamt waren 64 % aller geplanten EIT-Messungen sicher durchführbar, in 29 % mit kleineren Problemen und in sieben Prozent der Fälle während Oberbauchoperationen nicht möglich (vgl. Abb. 5).



**Abb. 5: Durchführbarkeit der intraoperativen EIT-Messungen**

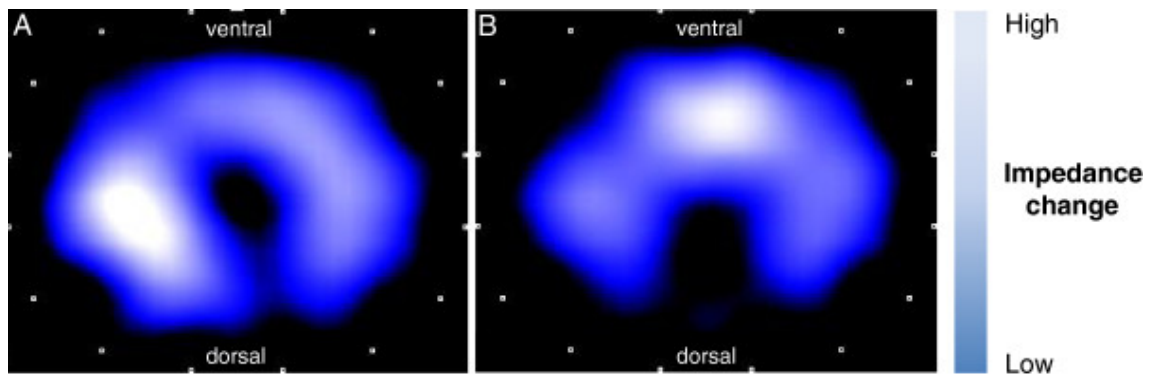
*Die Mehrheit der intraoperativen Messungen konnten wie geplant durchgeführt werden (modifiziert aus (78)).*

Postoperativ wurden vier PatientInnen beatmet auf die Intensivstation verlegt, sodass im Operationssaal keine Messungen nach Extubation durchgeführt werden konnten.

### 3.3 Sekundäre Endpunkte

#### 3.3.1 Inhaltliche Validität

Abbildung 6 zeigt ein repräsentatives Beispiel der Ventilationsverteilung anhand eines Minutenbildes derselben PatientIn vor und nach Narkoseeinleitung. Weiße Areale zeigen die höchsten Impedanzänderungen an, d.h. zu Beginn der mechanischen Beatmung, fällt bereits bei Inspektion der Bilder eine Verschiebung des Tidalvolumens nach ventral auf (Abb. 6).



**Abb. 6: Beispiel eines EIT Minutenbildes vor und nach dem Start der künstlichen Beatmung mit einer hohen Gürtelposition**

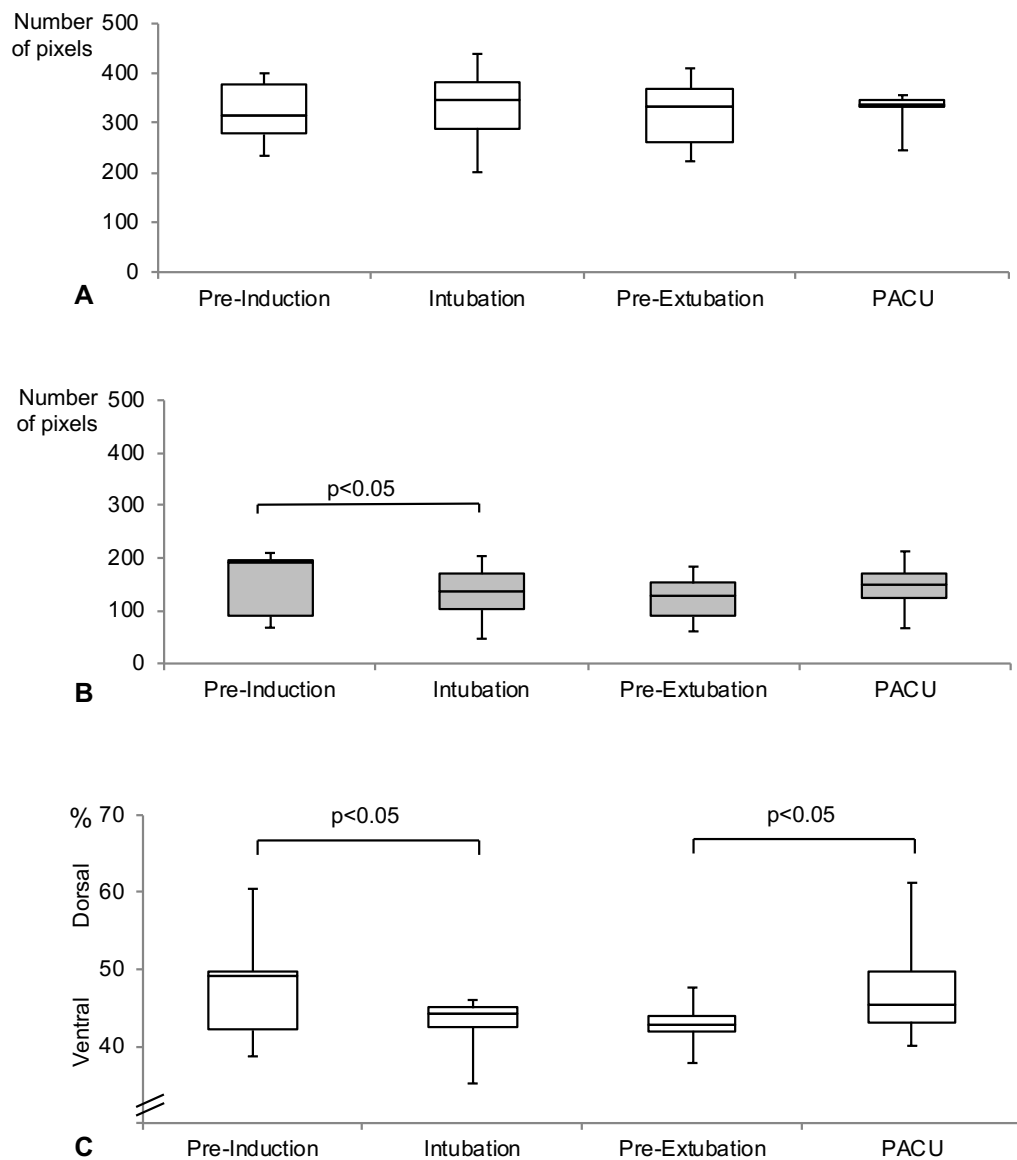
Zwei repräsentative EIT-Bilder einer einzelnen PatientIn. Die blaue Silhouette stellt den intrathorakalen Gasgehalt dar. Die Variabilität der Impedanzänderung ist farblich von dunkelblau nach weiß kodiert: dunkelblaue Areale zeigen geringe, hellweiße ausgeprägte Impedanzänderungen an. Links: vor Intubation maximale Impedanzänderung in der Mitte des Thorax. Rechts: nach Intubation und Beginn der mechanischen Beatmung: größte Impedanzänderung in den ventralen Lungenarealen (© Schaefer et al.; licensee BioMed Central Ltd. 2014 (78)).

In der Zusammenschau aller PatientInnen zeigte sich eine nach Intubation signifikante Reduktion des COV ( $p=0,027$ , Abb. 7C).

#### 3.3.2 Perioperative Veränderungen der Lungenbelüftung

Parallel zur Veränderung des COV zeigte sich eine signifikante Reduktion der Lungenbelüftung in den dorsalen Anteilen (Abb. 7B,  $p=0,028$ ), jedoch nicht der gesamten ventilierten Lungenfläche, die auch weiterhin konstant blieb.

Nach Extubation kam es zu einer signifikanten Erhöhung des COV ( $p=0,038$ ), der im Median auf die Ausgangswerte vor Narkoseinduktion zurückkehrte (Abb. 7C). Obwohl die dorsale ventilerte Lungenfläche nach Extubation wieder leicht anstieg, war die Differenz nicht signifikant ( $p=0,477$ ) (78).



**Abb. 7 Verteilung des Tidalvolumens während großer Oberbaucheingriffe**

A) Gesamtheit der ventilierten Lungenfläche, B) Dorsaler Anteil der ventilierten Lungenfläche C) Center of Ventilation. Boxplots zeigen den Median, den Interquartilbereich sowie die Minimal- und Maximalwerte an. Statistisch signifikante Unterschiede sind angegeben. "Pre-Induction" = Spontanatmung vor Anästhesieinduktion, "Intubation" = mechanische Beatmung kurz nach Intubation, "Pre-Extubation" = mechanische Beatmung am Ende der Operation kurz vor Extubation, PACU = "Postanesthesia care unit" Spontanatmung nach Extubation. Die Analyse der Tidalvolumenverteilung bei "Intubation" war bei drei Patienten aufgrund von ungenügendem Hautkontakt bei mehr als einer Elektrode nicht möglich, so dass zu diesem Zeitpunkt die Messungen von 11 Patienten verfügbar waren. "PACU"-Messungen waren bei vier Patienten nicht verfügbar, die mechanisch beatmet blieben und in einem weiteren Fall als ungültig betrachtet wurden, was zu Datensätzen von 9 Patienten führte (© Schaefer et al.; licensee BioMed Central Ltd. 2014 (78)).

### 3.3.3 Sicherheit der intraoperativen elektrischen Impedanztomographie

Der Elektrodengurt konnte bei allen PatientInnen rechtzeitig vom EIT-Gerät diskonnektiert werden, wenn elektrisches Kautern während der Messungen notwendig war. Während der Operation zeigten sich keine unerwünschten Ereignisse, bei denen ein Zusammenhang mit der EIT oder dem Elektrodengürtel vermutet wurde. Des Weiteren fanden sich im postoperativen Verlauf bei keinem der PatientInnen Hinweise auf Verbrennungen, Läsionen oder schmerzhafte Areale im Bereich der Gürtelposition (78).

## 4 Diskussion

### 4.1 Ergebniszusammenfassung

Die hier vorgestellte Arbeit zeigt, dass es bei fast allen PatientInnen möglich ist, verwertbare EIT-Messungen während offener Eingriffe am Oberbauch durchzuführen. Bei der Mehrheit der Fälle konnten die Messungen wie geplant durchgeführt werden. Der Elektrodengürtel wurde über dem 2.- 4. Interkostalraum platziert, ohne dabei Hautläsionen zu verursachen. Hauptursache für nicht valide Messungen war ein unzureichender Kontakt der Elektroden zur Haut. Mit zunehmender Anästhesie- und Operationsdauer kam es zu einer Umverteilung des Ventilationsschwerpunktes in ventrale Lungenareale mit Abnahme der Ventilation dorsaler Lungenareale.

### 4.2 Intraoperative Durchführbarkeit und technische Herausforderungen

Die peri- bzw. intraoperative Anwendung der EIT führt zu besonderen Rahmenbedingungen, die sich nicht nur in der atypischen Gürtelpositionierung (s.u.), sondern auch in einigen technischen Besonderheiten widerspiegeln. Insgesamt konnten bei den meisten PatientInnen trotz dieser besonderen Rahmenbedingungen valide Messungen generiert werden. Dennoch gab es einzelne Fälle, bei denen die Herstellung des Hautkontakts der Elektroden eine Herausforderung darstellte. In einem Fall war dieser trotz intensiver Bemühungen nicht zu erzeugen, sodass während dieser Operation keine EIT-Bilder generiert werden konnten. Gründe für einen mangelnden Hautkontakt an den dorsalen Elektroden waren das Pflaster des Periduralkatheters oder mangelnde Anhaftung der ventral gelegenen Elektroden im Bereich des Sternums bei PatientInnen mit Adipositas oder großen Brüsten.

Derartige Probleme sollten bereits vor Beginn der chirurgischen Hautdesinfektion angegangen werden, da die Gürtelposition während der Operation kaum noch verändert werden kann. Bei sorgfältiger Vorbereitung konnte ein Großteil der möglichen Messungen (93 %) durchgeführt und damit valide Aussagen erzielt werden (78). Zu einer ähnlichen Fehlerquote kommt die Arbeitsgruppe um Eronia et al., deren Messungen in 13 % der Fälle aufgrund der fehlenden Signalstabilität des EITs misslangen. Allerdings handelte es sich hierbei nicht um eine intraoperative Untersuchung, sondern um eine an hypoxämischen IntensivpatientInnen zur Ermittlung des optimalen PEEPs (79). Dagegen konnte eine weitere Arbeitsgruppe an sechs orthopädischen PatientInnen alle intraoperativen EIT-Messungen erfolgreich und ohne Abweichung vom Studienprotokoll

durchführen (80). Dennoch wird sowohl bei der Anwendung der EIT auf Intensivstationen, als auch im intraoperativen Setting typischerweise berichtet, dass die technischen Voraussetzungen an einzelnen PatientInnen nicht geschaffen werden konnten. Leider fehlt in den meisten Arbeiten eine aussagekräftige Beschreibung der Umstände, die den fehlenden Messungen zugrunde liegen (4,68,79,81,82).

Eine weitere technische Schwierigkeit der intraoperativen EIT-Anwendung stellt das chirurgische Kautern dar (49). In unserer Arbeit war es an einem Zeitpunkt aufgrund von anhaltendem elektrischen Kautern nicht möglich, Messungen während der Operation durchzuführen (78). Während des Kauterns sind keine EIT-Messungen realisierbar, da diese durch den elektrischen Strom gestört werden und nicht zu validen Messergebnissen führen (49,83). Dies bestätigt eine intraoperative Untersuchung an 30 orthopädischen PatientInnen zur Spontanatmung während Allgemeinanästhesie hinsichtlich der Umverteilung der Beatmung. Sie berichtet von einer Fehlfunktion des EIT-Gerätes, verursacht durch Elektrokauterisation und führte zum Datenverlust während eines einzelnen Messzeitpunktes. Dennoch gab es keine unerwünschten Ereignisse oder Komplikationen (68). Wichtiger als die Validität von Messergebnissen ist jedoch die Überlegung, dass durch die zeitgleiche Anwendung von EIT-Gerät und Kauter elektrischer Strom durch die Elektroden weitergeleitet werden und potentiell zu Hautverbrennungen führen könnte. In keiner der vorherigen intraoperativen Untersuchungen wurde von Hautläsionen oder gar Verbrennungen berichtet (4,27,68,80,83–86). Eine Untersuchung berichtet, dass es nicht möglich war, EIT-Messungen während des elektrischen Kauterns durchzuführen, da das Gerät in einen Sicherheitsmodus schaltete (85). Dieses Vorgehen ist grundsätzlich wichtig und sollte unbedingt bei der intraoperativen Anwendung bedacht werden. Um dennoch das Risiko von Verbrennungen zu umgehen, diskonnektierten wir den Elektrodengürtel nach jeder Messung vom EIT-Gerät und schlossen ihn erst kurz vor jeder Messung, wie vom Hersteller empfohlen, wieder an (49). Obgleich dies aus Sicherheitsgründen eine notwendige Voraussetzung war, ist dieses Vorgehen unhandlich für den klinischen Routinegebrauch. Außerdem führt das Trennen des Gürtels vom Gerät zu einem Verlust der endtidalen Grundlinie. Somit sind die absoluten Impedanzänderungen der unterschiedlichen Messzeitpunkte nicht miteinander vergleichbar. Demgegenüber sind Scores, die auf relativen Impedanzänderungen beruhen, wie der COV, davon nicht betroffen. Bei Messserien über einen längeren Zeitraum sollte die Grundlinie ohnehin neu angepasst werden, um Veränderungen der Elektrodenimpedanzen, zum Beispiel durch eine sich über die Zeit veränderte Hautleitfähigkeit durch Schwitzen oder Impedanzänderungen, die aufgrund von intrathorakaler Flüssigkeit hervorgerufen werden können, zu kompensieren (56,87).

Andere Arbeitsgruppen haben sich auf Messungen vor der eigentlichen chirurgischen Prozedur konzentriert, um Komplikationen durch das chirurgische Elektrokautern zu vermeiden (48,67,88). So wurde die EIT bei 40 PatientInnen zur Bestätigung der korrekten Platzierung eines Doppellumentubus zur seitengetrenten Beatmung genutzt. Da die Elektrokauterisation die Datenerfassung des in dieser Studie verwendeten EIT-Prototyps beeinträchtigte, konnte die EIT während der Operation nicht beurteilt werden, und der Elektrodengürtel wurde unmittelbar vor der Operation entfernt (48). Dasselbe EIT-Gerät verwendete eine Arbeitsgruppe bei ihrer Untersuchung zur Detektion des optimalen PEEPs anhand der Beatmungshomogenität der Lunge. Analog zum oben genannten Vorgehen wurde der Elektrodengürtel kurz vor der Operation entfernt (88).

Ein weiteres grundsätzlich sehr interessantes Anwendungsgebiet für die EIT sind thorax-chirurgische PatientInnen. Die Autoren bisher verfügbarer Studien waren gezwungen, die Messungen aufgrund von Interferenzen mit dem Operationsgebiet auf die Anästhesieeinleitung zu begrenzen (67,89–91), oder sie postoperativ nach Ankunft auf der Intensivstation durchzuführen (91–94).

Im intensivmedizinischen Setting existieren darüber hinaus Erfahrungen, dass elektrische Interferenzen mit anderen Geräten des Umfeldes auftreten können, welche in Einzelfällen verhinderten, dass EIT-Daten gewonnen werden konnten (36,93). Derartige Störfaktoren, die typischerweise durch elektrisches Rauschen anderer Geräte hervorgerufen werden, traten während unserer Untersuchungen innerhalb des OP-Bereiches nicht auf.

#### 4.3 Auswirkung intraoperativer Beatmungsstrategien

Berichte über die intraoperative Anwendung der EIT am Menschen und vor allem auch die Messungen während des Operationsverlaufes waren bei Beginn der hier beschriebenen Untersuchung sehr selten und sind auch bisher auf wenige Studien begrenzt. Während das primäre Ziel unserer Studie die Durchführbarkeit und Validität unter den besonderen Gegebenheiten großer offener Oberbaucheingriffe d.h. in unmittelbarer Nähe zum Operationsgebiet war, wurden in anderen Arbeiten Unterschiede zwischen verschiedenen Beatmungsstrategien untersucht.

Eine Arbeitsgruppe untersuchte die intraoperative EIT-Anwendung während starrer Bronchoskopien an 36 PatientInnen unter Hochfrequenz-Jet-Ventilation mit zwei unterschiedlichen Beatmungsdruckniveaus. Starre Bronchoskopien sind sehr kurze Eingriffe

von wenigen Minuten Dauer. So erfolgte die Beatmung mit einem niedrigem Beatmungsdruck von 1,5 atm über drei Minuten, gefolgt von einer Beatmung mit einem höheren Beatmungsdruck von 2,5 atm über weitere zwei Minuten. Während der gesamten Zeit wurde die Ventilationsverteilung mittels EIT in vier thorakalen Quadranten überwacht. Die Autoren berichten, dass der erhöhte Beatmungsdruck zwar das Tidalvolumen erhöhte, vor allem aber in den ohnehin bereits belüfteten Lungenregionen. Eine Umverteilung in bei niedrigerem Druck minderbelüftete Areale fand nicht statt (84).

Eine andere Arbeitsgruppe untersuchte an sechs orthopädischen PatientInnen, die sich in Vollnarkose elektiven Eingriffen der unteren Extremität unterzogen, ob der Erhalt der Spontanatmung und deren unterschiedlich ausgeprägte Unterstützung durch verschiedene Trigger während einer druckunterstützten Beatmung einen wesentlichen Einfluss auf die pulmonale Ventilationsverteilung hat (80). Gemessen am COV zeigte sich, dass die mechanische Beatmung mit positiven Drücken immer zu einem ventralen Shift der Ventilation führte und zwar unabhängig davon, ob und auf welchem Niveau die PatientInnen den mechanischen Atemhub des Gerätes triggerten. Nur unter Spontanatmung ohne Druckunterstützung war die Ventilationsverteilung unter Allgemeinanästhesie vergleichbar mit der Ventilationsverteilung unter Spontanatmung ohne Allgemeinanästhesie (80).

Vier weitere Arbeiten untersuchten PatientInnen während laparoskopischer Eingriffe mit bis zu zweieinhalb Stunden Dauer hinsichtlich des optimalen PEEPs (4,27,85,86). Eine davon analysierte die bisher wenig bekannten Auswirkungen der extraperitonealen CO<sub>2</sub>-Insufflation auf die Atemmechanik. Neun PatientInnen, die sich einer laparoskopischen inguinalen Hernienoperation unterzogen, wurden prospektiv hinsichtlich der Ventilationsverteilung mittels EIT beurteilt. Dabei wurde das Endexpiratorische Lungenvolumen (EELV) durch eine Stickstoff-Auswasch-Methode gemessen. Unter anderem wurden die Beatmungsverteilung, das EELV und der Beatmungsdruck vor und während der extraperitonealen Insufflation mit einem PEEP von 0 cmH<sub>2</sub>O, 5 cm H<sub>2</sub>O und 10 cm H<sub>2</sub>O bestimmt. EELV und thorakopulmonale Compliance waren nach der Insufflation signifikant vermindert. Die Ventilationsverteilung war in den ventralen Lungenregionen während der Allgemeinanästhesie und mechanischer Beatmung signifikant höher und änderte sich auch nach CO<sub>2</sub>-Insufflation nicht. Ein PEEP von 10 cm H<sub>2</sub>O führte zu einer signifikanten Erhöhung des EELV und einer Verschiebung der Ventilation in dorsale Lungenregionen. Dadurch konnte diese klinische Studie zeigen, dass die extraperitoneale Insufflation die Atemmechanik verschlechterte (85).



Anhand der Überwachung des positiven transpulmonalen Drucks während des Atemzyklus verglich eine Arbeitsgruppe den hierfür benötigten PEEP (internes klinisches Standardregime versus individuell angepasstem PEEP) an 37 PatientInnen, die für elektive bariatrische Operationen vorgesehen waren. Vor und nach Beginn des Kapnoperitoneums wurde das PEEP-Niveau schrittweise von einem Ausgangswert von 10 cm H<sub>2</sub>O angehoben und währenddessen anhand der Endexpiratorischen Lungenimpedanz überwacht. Um den angestrebten transpulmonalen Druck von 0 cm H<sub>2</sub>O zu erreichen, wurden PEEP-Werte von 16,7 cm H<sub>2</sub>O vor und 23,8 cm H<sub>2</sub>O während des Kapnoperitoneums notwendig. Die EIT-Messungen bestätigten einen optimalen PEEP-Wert zwischen 10 und 15 cm H<sub>2</sub>O vor bzw. 20 und 25 cm H<sub>2</sub>O während des Kapnoperitoneums. Dennoch änderte der individuell bestimmte PEEP die intra- und postoperative Oxygenierung nicht signifikant (86).

Ebenfalls mit dem PEEP-Niveau befasste sich eine weitere Arbeitsgruppe und evaluierte die Hypothese, dass eine Beatmung mit einem vom EIT abgeleiteten PEEP während Allgemeinanästhesie bei laparoskopischen Cholezystektomien zu einer homogeneren Ventilationsverteilung führen könnte. 32 PatientInnen wurden randomisiert mit ZEEP (0 cm H<sub>2</sub>O) oder PEEP (10 cm H<sub>2</sub>O) beatmet und anschließend einem Rekrutierungsmanöver zugeführt. In der Gruppe mit einem PEEP von 0 cm H<sub>2</sub>O wurde eine signifikante Umverteilung der Ventilation nach ventral beobachtet, während die Ventilation in der Gruppe mit einem PEEP von 10 cm H<sub>2</sub>O deutlich homogener verteilt war. Darüber hinaus zeigte die PEEP-Gruppe eine bessere respiratorische Compliance und Oxygenierung (4). Daher gehen die Autoren davon aus, dass ein Rekrutierungsmanöver, sowie ein PEEP von 10 cm H<sub>2</sub>O eine homogene regionale Ventilation während laparoskopischer Chirurgie bei den meisten PatientInnen gewährleisten und zu einer verbesserten Sauerstoffversorgung und respiratorischen Compliance führen kann (4).

Darüber hinaus beleuchten zwei weitere Arbeiten sowohl die intra- als auch die postoperativen Auswirkungen der intraoperativen PEEP-Anwendung: In der Annahme, dass ein anhand der EIT individuell ermittelter PEEP die Lungenfunktion intra- und postoperativ verbessern könnte, untersuchte eine Arbeitsgruppe insgesamt 40 PatientInnen während abdominaler Operationen (20 laparoskopische und 20 offene Eingriffe) (82). Die PatientInnen wurden randomisiert entweder mittels eines festgesetzten PEEPs von 4 cm H<sub>2</sub>O oder anhand eines durch das EIT individuell ermittelten PEEPs beatmet. Ziel war es, mit der EIT den optimalen PEEP zu identifizieren, welcher den besten Kompromiss zwischen Überblähung und Kollaps der Lunge darstellte. Dieser variierte interindi-

viduell sehr stark und betrug im median 12 cm H<sub>2</sub>O. PatientInnen mit einem individualisiertem PEEP hatten unabhängig vom Operationstyp intraoperativ eine bessere Oxygenierung, geringere Druckgradienten während der Beatmung und in der CT-Auswertung postoperativ signifikant weniger Atelektasen ( $6.2 \pm 4.1 \%$  vs.  $10.8 \pm 7.1 \%$ ). Allerdings zeigte sich im Studienarm der PatientInnen mit einem PEEP von 4 cm H<sub>2</sub>O eine längere Operations- und Anästhesiedauer, die zu einer Atelektasenbildung beigetragen haben könnte (82).

Eine weitere intraoperative Studie zur Steuerung des PEEPs hinsichtlich der Optimierung der Oxygenierung schloss ausschließlich laparoskopische Eingriffe ein. Bei 50 PatientInnen, die sich einer Bauchoperation unterzogen, wurden sowohl der PEEP schrittweise um 2 cm H<sub>2</sub>O von 6 auf 14 cm H<sub>2</sub>O titriert, als auch die auftretenden PPCs innerhalb der ersten fünf Tage postoperativ erfasst. Die EIT-gesteuerte PEEP-Titration führte zu einer mehr dorsalen Verschiebung der Beatmung. Das PaO<sub>2</sub> / FiO<sub>2</sub>-Verhältnis in der EIT-Gruppe war dem in der Kontroll-Gruppe in der Pneumoperitoneum-Periode überlegen, auch wenn der Unterschied nicht signifikant war. In der Kontroll-Gruppe erlitten 8,7 % der PatientInnen postoperative pulmonale Komplikationen während diese bei 5,3 % der EIT-PatientInnen auftraten (27).

Auch wenn diese Arbeiten bereits vielversprechende, zukunftsweisende Ansätze zur Optimierung der intraoperativen Beatmung mittels EIT und einer möglicherweise damit verbundenen Verbesserung des postoperativen *Outcomes* geben, sind zukünftig weitere Studien mit deutlich größeren Fallzahlen zur Verifizierung, als auch zur Minimierung methodischer Mängel notwendig (27,82).

#### 4.4 Einfluss der Positionierung des Elektrodengürtels

In der hier präsentierten Studie versuchten wir, die wichtigsten anspruchsvollen Sachverhalte, nämlich den Interferenzen mit dem nahen Operationsgebiet am Oberbauch und der Gefahr von Verbrennungen durch den Elektrokauter, zu adressieren. Präoperativ modifizierten wir die EIT-Anwendung mit Blick auf das Operationsgebiet am Oberbauch. Das bedeutete, dass wir den Elektrodengürtel vor Operationsbeginn in enger Zusammenarbeit mit den ChirurgInnen am Thorax anbrachten, um später nicht die Sterilität des Operationsgebietes zu gefährden. Infolgedessen war dieser höher positioniert als gewöhnlich (78). Üblicherweise wird der Gürtel in Höhe des fünften oder sechsten Interkostalraums platziert (33,49,64,69,95), in der Annahme, dass der darin abgebildete Querschnitt am ehesten repräsentativ für die gesamte Lunge ist (33,96). Dennoch existieren bisher kaum Studien zur optimalen Positionierung des Elektrodengürtels (33,95).

In unserem Fall wurde der Gürtel zwar so kaudal wie möglich angebracht, was aber aufgrund des Operationsgebietes am Oberbauch dazu führte, dass er unmittelbar unter der Achselhöhle zu liegen kam (78). Auf dieser Höhe des zweiten bis vierten Interkostalraums erfasst die EIT bei gesunden, spontanatmenden ProbandInnen einen weiter kranial gelegenen Anteil der Lunge, dessen Ventilationsmuster, gemessen an den Impedanzamplituden, nicht identisch mit der weiter kaudal gelegenen Schicht im Thorax ist (33,97,98).

Bikker et al. verglichen EIT-Bilder postoperativer PatientInnen, die auf Höhe des dritten oder sechsten Interkostalraums abgeleitet worden waren. Auch sie fanden heraus, dass sich die Ventilationsverteilung zwischen den beiden Ebenen unterscheiden kann (69). Andererseits tritt während offener Oberbaucheingriffe eine Verlagerung des Zwerchfells und damit der Lungen nach kranial auf, was zu einer, zumindest partiellen, Kompensation der hohen Gürtelposition geführt haben könnte (99).

Möglicherweise liegt die optimale Position des Elektrodengürtels genau zwischen den beiden von Bikker et al. untersuchten Ebenen. Hinweise darauf gibt eine Untersuchung an 15 künstlich beatmeten IntensivpatientInnen, die das Verhältnis der tidalen Impedanzvariation (TV) zum Tidalvolumen (VT) auf sieben verschiedenen Thoraxebenen untersuchte. Dabei ist das TV/VT-Verhältnis in der Lage, kraneo-kaudale Phänomene auf verschiedenen Thoraxhöhen in Bezug zur EIT zu beschreiben (95). Das TV/VT-Verhältnis war auf Höhe des vierten Interkostalraums am höchsten und änderte sich in kraneo-kaudaler Richtung im Bereich von weniger als 10 cm unterhalb der Achselhöhlen nicht signifikant. Unterhalb dieser Ebene nahm die Korrelation progressiv auf weniger als 50 Prozent ab. Daher empfehlen die Autoren bei typischen klinischen Fragestellungen hinsichtlich globaler Parameter, wie der tidalen Impedanzvariation oder zur Abschätzung von Änderungen des EELVs, die Elektroden Ebene zwischen dem vierten und fünften Interkostalraum zu wählen. Darüber hinaus warnen sie vor einer erschwerten oder möglicherweise sogar falschen Analyse von EIT-Bildern, die unterhalb der empfohlenen Gürtelposition generiert wurden. Insbesondere PEEP-Studien könnten betroffen sein, da hierbei durch den PEEP induzierte Änderungen der Zwerchfellposition das TV/VT-Verhältnis beeinflussen und fälschlicherweise als Änderung des Tidalvolumens interpretiert werden könnten (95).

In unserer Arbeit erfolgte bei 50 Prozent der StudienpatientInnen die Positionierung des Elektrodengürtels auf Höhe des vierten Interkostalraums bzw. bei 71 Prozent auf Höhe des dritten oder vierten Interkostalraums und somit, trotz einer vermeintlich hohen Gürtelposition, genau oder nur wenig über dem von Karsten et al. empfohlenen Bereich.

Möglicherweise erfüllt diese Gürtelposition genau die geforderten Voraussetzungen: Lungenanteile, die in unserem Fall nicht PEEP-, sondern operations- oder anästhesiebedingt nach kranial verschoben wurden, wurden vermutlich korrekt erfasst. Hinweise, wie negative Impedanzänderungen, die auf eine akzidentelle Erfassung der Zwerchfellbewegung zurück zu führen sind, wurden von uns nicht detektiert.

Wie bereits beschrieben, sind EIT-Messungen während offener Oberbauchchirurgie ausschließlich unter Verwendung dieser hohen Gürtelposition möglich. Dennoch konnten wir die für eine mechanische Beatmung in Rückenlage beschriebene typische Verschiebung der Tidalvolumenverteilung in ventrale Lungenareale auch unter Verwendung der hohen Gürtelposition detektieren (4,64,68). Der COV stieg mit Beginn der mechanischen Beatmung signifikant an. Interessanterweise war dieser Effekt nach Rückkehr zur Spontanatmung und Extubation trotz der langen Operationsdauer und der wiederholten Anwendung von Muskelrelaxans aufgehoben. Das heißt, nach Extubation entsprach die Ventilationsverteilung wieder der vor Intubation und Beatmung. Damit sind unsere Ergebnisse vergleichbar mit denen von Radke et al., die den COV bei PatientInnen mit kürzeren peripheren Operationen unter kontrollierter mechanischer Beatmung ohne Muskelrelaxans untersuchten (68). Wie bereits berichtet, scheint damit letztlich nur die Spontanatmung ohne Überdruck geeignet, eine physiologische Ventilationsverteilung zu erzielen (80).

Unsere Daten zeigen weiterhin, dass das Gesamtmaß der ventilierten Lungenfläche während mechanischer Beatmung grundsätzlich unverändert blieb. Allerdings nahmen die ventilierten Lungenareale in den dorsalen ROIs signifikant ab, während die Belüftung der ventralen Lungenareale zunahm. Das bedeutet, dass sich die EIT nicht eignet, um Atelektasen direkt sichtbar zu machen, gleichwohl aber einen Hinweis darauf gibt, dass dorsale Atelektasen indirekt erfasst werden können und zwar auch bei Nutzung der sehr hohen Gürtelposition.

Die Verlagerung der belüfteten Areale nach ventral, welche unter mechanischer Beatmung mit dem EIT zu detektieren ist und nur unter Spontanatmung nicht auftritt, ist vermutlich besonders von der aktiven Zwerchfellbeweglichkeit abhängig (16). Atmet ein Mensch in Rückenlage spontan, so ist das Ausmaß der Zwerchfellbewegung im dorsalen Teil des Zwerchfells am größten (16). Dies ist der höheren Beweglichkeit der lateralen und dorsalen Zwerchfellanteile geschuldet, während der ventrale Anteil am Sternum fixiert ist. Im Gegensatz dazu kommt es unter mechanischer Beatmung, besonders in

Kombination mit Muskelrelaxation zu einer intraabdominellen Druckerhöhung mit Verschiebung des Zwerchfells nach kranial. Zusätzlich verteilt sich das Atemgas aufgrund der geringeren Drücke in die nicht abhängigen ventralen Lungenareale (16,100).

Zusammengefasst war die intraoperative EIT-Anwendung während großer Oberbauchchirurgie unter diesen speziellen Bedingungen in allen Fällen sicher und im Großteil der Fälle gut und praktikabel durchführbar.

#### 4.5 Limitationen der Studie

Bei der hier vorgestellten Studie handelt es sich um eine Pilotstudie mit einer limitierten Anzahl an PatientInnen, die sich einer offenen Oberbauchoperation unterzogen. Es traten keine Komplikationen, wie Hautverletzungen oder Verbrennungen auf, die auf die EIT-Messungen hätten zurückgeführt werden können. Dennoch kann die generelle Sicherheit der EIT während langandauernder Operationen nur durch Studien mit höherer Fallzahl beurteilt werden.

Die EIT stellt ein zweidimensionales Querschnittsbild der intrathorakalen Ventilationsverteilung zur Verfügung, das etwa einer Scheibe mit einer Schichtdicke von bis zu sieben Zentimetern auf Höhe des Elektrodengürtels entspricht (29,101). Somit wird ein vergleichsweise kleiner Teil der belüfteten Lunge sichtbar gemacht. Während dorsoventrale Muster der Luftverteilung gut quantifiziert werden, können Lungenabschnitte, die kranial oder und kaudal des Querschnitts liegen, nicht beurteilt werden.

Des Weiteren führten wir keine Interventionen durch, um die Tidalvolumenverteilung zu verändern oder die Einstellungen des Beatmungsgerätes zu verbessern, da im Vorhinein nicht absehbar war, ob die Bildgebung unter diesen Umständen überhaupt technisch möglich sein würde. Zwar wurden die PatientInnen gemäß der übergeordneten Studie mit zwei unterschiedlich großen Tidalvolumina von 6 bzw. 12 Milliliter pro Kilogramm PBW beatmet, aufgrund der begrenzten Fallzahl wurde aber auf einen Vergleich zwischen den beiden Gruppen verzichtet. Aus demselben Grund analysierten wir auch keine individuellen Verläufe der stündlich durchgeführten intraoperativen Messungen.

#### 4.6 Schlussfolgerungen

Unsere Daten zeigen, dass die intraoperative Anwendung der EIT bei langandauernden Oberbaucheingriffen unter Verwendung einer hohen Gürtelposition sicher und praktikabel und damit zuverlässig nutzbar ist. Die so technisch möglichen Messungen liefern

außerdem valide Daten für eine Analyse der Ventilationsverteilung. Damit ist es möglich, die EIT als Monitoringinstrument der Ventilationsverteilung während großer Oberbauchchirurgie einzusetzen. Da PatientInnen, die sich einem langandauernden Oberbaucheingriff unterziehen, ein hohes Risiko für postoperative pulmonale Komplikationen und beatmungsinduzierte Lungenschäden haben, legt unsere Studie die Basis für weitere interventionelle Studien in diesem Bereich. Unter Nutzung der EIT könnte ggf. in der Zukunft das intraoperative Beatmungsmanagement derart optimiert werden, dass postoperative pulmonale Komplikationen minimiert werden könnten.

## 5 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Ferreyra G, Long Y, Ranieri VM. Respiratory complications after major surgery. *Curr Opin Crit Care*. August 2009;15(4):342–8.
2. Bapoje SR, Whitaker JF, Schulz T, Chu ES, Albert RK. Preoperative evaluation of the patient with pulmonary disease. *Chest*. November 2007;132(5):1637–45.
3. Qaseem A, Snow V, Fitterman N, Hornbake ER, Lawrence VA, Smetana GW, u. a. Risk assessment for and strategies to reduce perioperative pulmonary complications for patients undergoing noncardiothoracic surgery: a guideline from the American College of Physicians. *Ann Intern Med*. 18. April 2006;144(8):575–80.
4. Karsten J, Luepschen H, Grossherr M, Bruch H-P, Leonhardt S, Gehring H, u. a. Effect of PEEP on regional ventilation during laparoscopic surgery monitored by electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand*. August 2011;55(7):878–86.
5. Lawrence VA, Hilsenbeck SG, Mulrow CD, Dhanda R, Sapp J, Page CP. Incidence and hospital stay for cardiac and pulmonary complications after abdominal surgery. *J Gen Intern Med*. Dezember 1995;10(12):671–8.
6. Johnson RG, Arozullah AM, Neumayer L, Henderson WG, Hosokawa P, Khuri SF. Multivariable predictors of postoperative respiratory failure after general and vascular surgery: results from the patient safety in surgery study. *J Am Coll Surg*. Juni 2007;204(6):1188–98.
7. Canet J, Gallart L, Gomar C, Paluzie G, Vallès J, Castillo J, u. a. Prediction of postoperative pulmonary complications in a population-based surgical cohort. *Anesthesiology*. Dezember 2010;113(6):1338–50.
8. Gupta H, Gupta PK, Fang X, Miller WJ, Cemaj S, Forse RA, u. a. Development and validation of a risk calculator predicting postoperative respiratory failure. *Chest*. November 2011;140(5):1207–15.
9. Arozullah AM, Daley J, Henderson WG, Khuri SF. Multifactorial Risk Index for Predicting Postoperative Respiratory Failure in Men After Major Noncardiac Surgery. *Ann Surg*. August 2000;232(2):242–53.
10. Abbott TEF, Fowler AJ, Pelosi P, Gama de Abreu M, Møller AM, Canet J, u. a. A systematic review and consensus definitions for standardised end-points in perioperative medicine: pulmonary complications. *Br J Anaesth*. Mai 2018;120(5):1066–79.
11. Canet J, Gallart L, Gomar C, Paluzie G, Vallès J, Castillo J, u. a. Prediction of Postoperative Pulmonary Complications in a Population-based Surgical Cohort. *Anesthesiol J Am Soc Anesthesiol*. 1. Dezember 2010;113(6):1338–50.
12. Warner DO. Preventing Postoperative Pulmonary Complications The Role of the Anesthesiologist. *Anesthesiol J Am Soc Anesthesiol*. 1. Mai 2000;92(5):1467–72.

13. Hedenstierna G, Edmark L. Mechanisms of atelectasis in the perioperative period. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* Juni 2010;24(2):157–69.
14. Squadrone V, Cocha M, Cerutti E, Schellino MM, Biolino P, Occella P, u. a. Continuous positive airway pressure for treatment of postoperative hypoxemia: a randomized controlled trial. *JAMA.* 2. Februar 2005;293(5):589–95.
15. Treschan TA, Kaisers W, Schaefer MS, Bastin B, Schmalz U, Wania V, u. a. Ventilation with low tidal volumes during upper abdominal surgery does not improve postoperative lung function. *Br J Anaesth.* 8. Januar 2012;109(2):263–71.
16. Froese AB, Bryan AC. Effects of anesthesia and paralysis on diaphragmatic mechanics in man. *Anesthesiology.* September 1974;41(3):242–55.
17. Hedenstierna G. Airway closure, atelectasis and gas exchange during anaesthesia. *Minerva Anesthesiol.* Mai 2002;68(5):332–6.
18. Gunnarsson L, Tokics L, Gustavsson H, Hedenstierna G. Influence of age on atelectasis formation and gas exchange impairment during general anaesthesia. *Br J Anaesth.* April 1991;66(4):423–32.
19. Ventilation with Lower Tidal Volumes as Compared with Traditional Tidal Volumes for Acute Lung Injury and the Acute Respiratory Distress Syndrome. *N Engl J Med.* 4. Mai 2000;342(18):1301–8.
20. Severgnini P, Selmo G, Lanza C, Chiesa A, Frigerio A, Bacuzzi A, u. a. Protective Mechanical Ventilation during General Anesthesia for Open Abdominal Surgery Improves Postoperative Pulmonary Function. *Anesthesiol J Am Soc Anesthesiol.* 1. Juni 2013;118(6):1307–21.
21. Neto AS, Hemmes SNT, Barbas CSV, Beiderlinden M, Biehl M, Binnekade JM, u. a. Protective versus Conventional Ventilation for Surgery A Systematic Review and Individual Patient Data Meta-analysis. *Anesthesiol J Am Soc Anesthesiol.* 1. Juli 2015;123(1):66–78.
22. Treschan TA, Malbouisson LM, Beiderlinden M. Intraoperative mechanical ventilation strategies to prevent postoperative pulmonary complications in patients with pulmonary and extrapulmonary comorbidities. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* 1. September 2015;29(3):341–55.
23. Serpa Neto A, Cardoso SO, Manetta JA, Pereira VGM, Espósito DC, Pasqualucci M de OP, u. a. Association between use of lung-protective ventilation with lower tidal volumes and clinical outcomes among patients without acute respiratory distress syndrome: a meta-analysis. *JAMA.* 24. Oktober 2012;308(16):1651–9.
24. Meier T, Luepschen H, Karsten J, Leibecke T, Grossherr M, Gehring H, u. a. Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography. *Intensive Care Med.* März 2008;34(3):543–50.



25. Ball L, Vercesi V, Costantino F, Chandrapatham K, Pelosi P. Lung imaging: how to get better look inside the lung. *Ann Transl Med.* Juli 2017;5(14).
26. Güldner A, Kiss T, Serpa Neto A, Hemmes SNT, Canet J, Spieth PM, u. a. Intraoperative Protective Mechanical Ventilation for Prevention of Postoperative Pulmonary Complications A Comprehensive Review of the Role of Tidal Volume, Positive End-expiratory Pressure, and Lung Recruitment Maneuvers. *Anesthesiology.* 1. September 2015;123(3):692–713.
27. He X, Jiang J, Liu Y, Xu H, Zhou S, Yang S, u. a. Electrical Impedance Tomography-guided PEEP Titration in Patients Undergoing Laparoscopic Abdominal Surgery. *Medicine (Baltimore).* April 2016;95(14):e3306.
28. Scaramuzza G, Spinelli E, Spadaro S, Santini A, Tortolani D, Dalla Corte F, u. a. Gravitational distribution of regional opening and closing pressures, hysteresis and atelectrauma in ARDS evaluated by electrical impedance tomography. *Crit Care Lond Engl.* 22 2020;24(1):622.
29. Teschner E. und Imhoff M. *Electrical Impedance Tomography: The Realization of Regional Ventilation Monitoring.* Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck; 2011.
30. Brown BH, Barber DC, Seagar AD. Applied potential tomography: possible clinical applications. *Clin Phys Physiol Meas Off J Hosp Phys Assoc Dtsch Ges Für Med Phys Eur Fed Organ Med Phys.* Mai 1985;6(2):109–21.
31. Brown BH, Seagar AD. The Sheffield data collection system. *Clin Phys Physiol Meas.* 1. November 1987;8(4A):91.
32. Hinz J, Hahn G, Quintel M. [Electrical impedance tomography: ready for routine clinical use for mechanically ventilated patients?]. *Anaesthesist.* Januar 2008;57(1):61–9.
33. Krueger-Ziolek S, Schullcke B, Kretschmer J, Müller-Lisse U, Möller K, Zhao Z. Positioning of electrode plane systematically influences EIT imaging. *Physiol Meas.* 1. Juni 2015;36(6):1109.
34. Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, Weisser G, Hahn G, Dudykevych T, u. a. Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. *J Appl Physiol.* 8. Januar 2002;93(2):660–6.
35. Hinz J, Hahn G, Neumann P, Sydow M, Mohrenweiser P, Hellige G, u. a. End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive Care Med.* Januar 2003;29(1):37–43.
36. Frerichs I, Schiffmann H, Hahn G, Hellige G. Non-invasive radiation-free monitoring of regional lung ventilation in critically ill infants. *Intensive Care Med.* August 2001;27(8):1385–94.
37. Harris ND, Suggett AJ, Barber DC, Brown BH. Applications of applied potential

tomography (APT) in respiratory medicine. *Clin Phys Physiol Meas Off J Hosp Phys Assoc Dtsch Ges Für Med Phys Eur Fed Organ Med Phys.* 1987;8 Suppl A:155–65.

38. Harris ND, Suggett AJ, Barber DC, Brown BH. Applied potential tomography: a new technique for monitoring pulmonary function. *Clin Phys Physiol Meas Off J Hosp Phys Assoc Dtsch Ges Für Med Phys Eur Fed Organ Med Phys.* 1988;9 Suppl A:79–85.

39. Hahn G, Beer M, Frerichs I, Dudykevych T, Schröder T, Hellige G. A simple method to check the dynamic performance of electrical impedance tomography systems. *Physiol Meas.* Februar 2000;21(1):53–60.

40. Hahn G, Sipinkova I, Baisch F, Hellige G. Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. *Physiol Meas.* 1995;16(3A):A161.

41. Kunst PW, Vonk Noordegraaf A, Hoekstra OS, Postmus PE, de Vries PM. Ventilation and perfusion imaging by electrical impedance tomography: a comparison with radionuclide scanning. *Physiol Meas.* November 1998;19(4):481–90.

42. Marquis F, Coulombe N, Costa R, Gagnon H, Guardo R, Skrobik Y. Electrical impedance tomography's correlation to lung volume is not influenced by anthropometric parameters. *J Clin Monit Comput.* Juni 2006;20(3):201–7.

43. Riedel T, Richards T, Schibler A. The value of electrical impedance tomography in assessing the effect of body position and positive airway pressures on regional lung ventilation in spontaneously breathing subjects. *Intensive Care Med.* November 2005;31(11):1522–8.

44. Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN, Matos GFJ, Tucci MR, Carames MPR, u. a. Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med.* 1. April 2004;169(7):791–800.

45. Lobo B, Hermosa C, Abella A, Gordo F. Electrical impedance tomography. *Ann Transl Med.* Januar 2018;6(2):26–26.

46. Pesenti A, Musch G, Lichtenstein D, Mojoli F, Amato MBP, Cinnella G, u. a. Imaging in acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med.* Mai 2016;42(5):686–98.

47. Lindgren S, Odenstedt H, Erlandsson K, Grivans C, Lundin S, Stenqvist O. Bronchoscopic suctioning may cause lung collapse: a lung model and clinical evaluation. *Acta Anaesthesiol Scand.* Februar 2008;52(2):209–18.

48. Steinmann D, Stahl CA, Minner J, Schumann S, Loop T, Kirschbaum A, u. a. Electrical impedance tomography to confirm correct placement of double-lumen tube: a feasibility study. *Br J Anaesth.* September 2008;101(3):411–8.

49. Teschner E. EIT Evaluation Kit 2 Electrical Impedance Tomograph Software 4.n Instructions for Use 2nd edition. Dräger Medical AG & Co. KG, Lübeck; 2006.

50. Brown BH. Electrical impedance tomography (EIT): a review. *J Med Eng Technol.*

Juni 2003;27(3):97–108.

51. Barber DC, Brown BH. Applied potential tomography. *J Phys [E]*. 1. September 1984;17(9):723.

52. Hahn G, Frerichs I, Kleyer M, Hellige G. Local mechanics of the lung tissue determined by functional EIT. *Physiol Meas*. 1996;17(4A):A159.

53. Hahn G, Thiel F, Dudykevych T, Frerichs I, Gersing E, Schröder T, u. a. Quantitative evaluation of the performance of different electrical tomography devices. *Biomed Tech (Berl)*. April 2001;46(4):91–5.

54. Wilson AJ, Milnes P, Waterworth AR, Smallwood RH, Brown BH. Mk3.5: a modular, multi-frequency successor to the Mk3a EIS/EIT system. *Physiol Meas*. Februar 2001;22(1):49–54.

55. Stankiewicz-Rudnicki M, Gaszyński T, Gaszyński W. Assessment of regional ventilation in acute respiratory distress syndrome by electrical impedance tomography. *Anaesthesiol Intensive Ther*. 2015;47(1):77–81.

56. Teschner E, Imhoff M, Leonhardt S. Elektrische Impedanztomographie: Von der Idee zur Anwendung des regionalen Beatmungsmonitorings. :156.

57. Barber DC. A review of image reconstruction techniques for electrical impedance tomography. *Med Phys*. 1. März 1989;16(2):162–9.

58. Witsoe DA, Kinnen E. Electrical resistivity of lung at 100 kHz. *Med Biol Eng*. Mai 1967;5(3):239–48.

59. Faes TJ, van der Meij HA, de Munck JC, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol Meas*. November 1999;20(4):R1-10.

60. Zhao Z, Frerichs I, Pulletz S, Müller-Lisse U, Möller K. The influence of image reconstruction algorithms on linear thorax EIT image analysis of ventilation. *Physiol Meas*. 1. Juni 2014;35(6):1083.

61. Grychtol B, Elke G, Meybohm P, Weiler N, Frerichs I, Adler A. Functional Validation and Comparison Framework for EIT Lung Imaging. *PLoS ONE*. 11. August 2014;9(8).

62. Putensen C, Wrigge H, Zinserling J. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. *Curr Opin Crit Care*. Juni 2007;13(3):344–50.

63. Yorkey TJ, Webster JG. A comparison of impedance tomographic reconstruction algorithms. *Clin Phys Physiol Meas*. 1. November 1987;8(4A):55.

64. Frerichs I, Hahn G, Golisch W, Kurpitz M, Burchardi H, Hellige G. Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1998;42(6):721–6.

65. Minner J. Die Elektroimpedanztomographie als Verfahren zur Lageevaluation

des Doppellumentubus' [Internet]. FREIDOK-IDN/7893. 2010 [zitiert 19. Juli 2014]. Verfügbar unter: <https://freidok.uni-freiburg.de/fedora/objects/freidok:7893/datastreams/FILE1/content>

66. Blankman P, Hasan D, Erik G, Gommers D. Detection of „best“ positive end-expiratory pressure derived from electrical impedance tomography parameters during a decremental positive end-expiratory pressure trial. *Crit Care Lond Engl*. 2014;18(3):R95.

67. Zhao Z, Möller K, Steinmann D, Frerichs I, Guttmann J. Evaluation of an electrical impedance tomography-based global inhomogeneity index for pulmonary ventilation distribution. *Intensive Care Med*. 1. November 2009;35(11):1900.

68. Radke OC, Schneider T, Heller AR, Koch T. Spontaneous breathing during general anesthesia prevents the ventral redistribution of ventilation as detected by electrical impedance tomography: a randomized trial. *Anesthesiology*. Juni 2012;116(6):1227–34.

69. Bikker IG, Preis C, Egal M, Bakker J, Gommers D. Electrical impedance tomography measured at two thoracic levels can visualize the ventilation distribution changes at the bedside during a decremental positive end-expiratory lung pressure trial. *Crit Care*. 11. August 2011;15(4):R193.

70. Benidixen HH, Hedley-Whyte J, Laver MB. Impaired Oxygenation in Surgical Patients during General Anesthesia with Controlled Ventilation - A Concept of Atelectasis. *Surv Anesthesiol*. Dezember 1964;8(6):571.

71. Luepschen H, Meier T, Grossherr M, Leibecke T, Karsten J, Leonhardt S. Protective ventilation using electrical impedance tomography. *Physiol Meas*. Juli 2007;28(7):S247-260.

72. Frerichs I, Dargaville PA, van Genderingen H, Morel DR, Rimensberger PC. Lung volume recruitment after surfactant administration modifies spatial distribution of ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 1. Oktober 2006;174(7):772–9.

73. Frerichs I, Dudykevych T, Hinz J, Bodenstein M, Hahn G, Hellige G. Gravity effects on regional lung ventilation determined by functional EIT during parabolic flights. *J Appl Physiol*. 1. Juli 2001;91(1):39–50.

74. Frerichs I, Hahn G, Hellige G. Gravity-dependent phenomena in lung ventilation determined by functional EIT. *Physiol Meas*. November 1996;17 Suppl 4A:A149-157.

75. Hough JL, Shearman AD, Liley H, Grant CA, Schibler A. Lung recruitment and endotracheal suction in ventilated preterm infants measured with electrical impedance tomography. *J Paediatr Child Health*. November 2014;50(11):884–9.

76. Bikker IG, Leonhardt S, Bakker J, Gommers D. Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels. *Intensive Care Med*. August 2009;35(8):1362–7.

77. Bikker IG, Leonhardt S, Reis Miranda D, Bakker J, Gommers D. Bedside measurement of changes in lung impedance to monitor alveolar ventilation in dependent and non-dependent parts by electrical impedance tomography during a positive end-expiratory pressure trial in mechanically ventilated intensive care unit patients. *Crit Care*. 2010;14(3):R100.
78. Schaefer MS, Wania V, Bastin B, Schmalz U, Kienbaum P, Beiderlinden M, u. a. Electrical impedance tomography during major open upper abdominal surgery: a pilot-study. *BMC Anesthesiol*. 5. Juli 2014;14(1):51.
79. Eronia N, Mauri T, Maffezzini E, Gatti S, Bronco A, Alban L, u. a. Bedside selection of positive end-expiratory pressure by electrical impedance tomography in hypoxic patients: a feasibility study. *Ann Intensive Care*. Dezember 2017;7(1).
80. Radke OC, Schneider T, Vogel E, Koch T. Effect of Trigger Sensitivity on Redistribution of Ventilation During Pressure Support Ventilation Detected by Electrical Impedance Tomography. *Anesthesiol Pain Med*. 22. August 2015;5(4).
81. Karsten J, Heinze H, Meier T. Impact of PEEP during laparoscopic surgery on early postoperative ventilation distribution visualized by electrical impedance tomography. *Minerva Anesthesiol*. Februar 2014;80(2):158–66.
82. Pereira SM, Tucci MR, Morais CCA, Simões CM, Tonelotto BFF, Pompeo MS, u. a. Individual Positive End-expiratory Pressure Settings Optimize Intraoperative Mechanical Ventilation and Reduce Postoperative Atelectasis. *Anesthesiology*. 2018;129(6):1070–81.
83. Meier T, Leibecke T, Eckmann C, Gosch UW, Grossherr M, Bruch HP, u. a. Electrical impedance tomography: changes in distribution of pulmonary ventilation during laparoscopic surgery in a porcine model. *Langenbecks Arch Surg Dtsch Ges Für Chir*. August 2006;391(4):383–9.
84. Bialka S, Copik M, Rybczyk K, Owczarek A, Jedrusik E, Czyzewski D, u. a. Assessment of changes of regional ventilation distribution in the lung tissue depending on the driving pressure applied during high frequency jet ventilation. *BMC Anesthesiol*. 31. Juli 2018;18.
85. Bordes J, Mazzeo C, Gourtope P, Cungi PJ, Antonini F, Bourgoïn S, u. a. Impact of Extraperitoneal Dioxide Carbon Insufflation on Respiratory Function in Anesthetized Adults: A Preliminary Study Using Electrical Impedance Tomography and Wash-out/Wash-in Technic. *Anesthesiol Pain Med*. 1. Februar 2015;5(1).
86. Eichler L, Truskowska K, Dupree A, Busch P, Goetz AE, Zöllner C. Intraoperative Ventilation of Morbidly Obese Patients Guided by Transpulmonary Pressure. *Obes Surg*. 1. Januar 2018;28(1):122–9.
87. van Genderingen HR, van Vught AJ, Jansen JRC. Estimation of regional lung

volume changes by electrical impedance pressures tomography during a pressure-volume maneuver. *Intensive Care Med.* Februar 2003;29(2):233–40.

88. Zhao Z, Steinmann D, Frerichs I, Guttman J, Moller K. PEEP titration guided by ventilation homogeneity: a feasibility study using electrical impedance tomography. *Crit Care.* 2010;14(1):R8.

89. Pulletz S, Elke G, Zick G, Schädler D, Scholz J, Weiler N, u. a. Performance of electrical impedance tomography in detecting regional tidal volumes during one-lung ventilation. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1. September 2008;52(8):1131–9.

90. Humphreys S, Pham TMT, Stocker C, Schibler A. The effect of induction of anesthesia and intubation on end-expiratory lung level and regional ventilation distribution in cardiac children. *Paediatr Anaesth.* August 2011;21(8):887–93.

91. Schibler A, Pham TMT, Moray AA, Stocker C. Ventilation and cardiac related impedance changes in children undergoing corrective open heart surgery. *Physiol Meas.* Oktober 2013;34(10):1319–27.

92. Blankman P, VAN DER Kreeft SM, Gommers D. Tidal ventilation distribution during pressure-controlled ventilation and pressure support ventilation in post-cardiac surgery patients. *Acta Anaesthesiol Scand.* September 2014;58(8):997–1006.

93. Krause U, Becker K, Hahn G, Dittmar J, Ruschewski W, Paul T. Monitoring of regional lung ventilation using electrical impedance tomography after cardiac surgery in infants and children. *Pediatr Cardiol.* August 2014;35(6):990–7.

94. Blankman P, Shono A, Hermans BJM, Wesselius T, Hasan D, Gommers D. Detection of optimal PEEP for equal distribution of tidal volume by volumetric capnography and electrical impedance tomography during decreasing levels of PEEP in post cardiac-surgery patients. *Br J Anaesth.* Juni 2016;116(6):862–9.

95. Karsten J, Stueber T, Voigt N, Teschner E, Heinze H. Influence of different electrode belt positions on electrical impedance tomography imaging of regional ventilation: a prospective observational study. *Crit Care Lond Engl.* 2016;20:3.

96. Reske A, Hepp P, Heine C, Schmidt K, Seiwerts M, Gottschaldt U, u. a. Analysis of the nonaerated lung volume in combinations of single computed tomography slices – is extrapolation to the entire lung feasible? *Crit Care.* 2007;11(Suppl 2):P206.

97. Reifferscheid F, Elke G, Pulletz S, Gawelczyk B, Lautenschläger I, Steinfath M, u. a. Regional ventilation distribution determined by electrical impedance tomography: reproducibility and effects of posture and chest plane. *Respirol Carlton Vic.* April 2011;16(3):523–31.

98. Ericsson E, Tesselaar E, Sjöberg F. Effect of Electrode Belt and Body Positions on Regional Pulmonary Ventilation- and Perfusion-Related Impedance Changes Measured by Electric Impedance Tomography. *PloS One.* 2016;11(6):e0155913.

99. Lundh R, Hedenstierna G. Ventilation-perfusion relationships during anaesthesia and abdominal surgery. *Acta Anaesthesiol Scand*. April 1983;27(2):167–73.
100. Warner DO, Weiskopf RB. Preventing Postoperative Pulmonary Complications The Role of the Anesthesiologist. *Anesthesiology*. 1. Mai 2000;92(5):1467–72.
101. Costa ELV, Borges JB, Melo A, Suarez-Sipmann F, Toufen C, Bohm SH, u. a. Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. *Intensive Care Med*. 3. März 2009;35(6):1132–7.

## 6 Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Peter Kienbaum danke ich besonders für die Übernahme der wissenschaftlichen Betreuung und die Korrektur der Arbeit.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meiner Betreuerin Prof. Dr. Tanja Meyer-Treschan für die jederzeit verfügbare Begleitung und Betreuung über viele Jahre hinweg und die geduldige Korrektur und Mithilfe bei der Niederschrift dieser Dissertationsarbeit.

Außerdem gilt mein besonderer Dank Herrn PD Dr. Maximilian Schäfer für die Unterstützung bei der Auswertung und die konstruktive und sorgfältige Durchsicht dieser Arbeit – selbst über Ländergrenzen hinweg.

Herrn Prof. Dr. Benedikt Pannen danke ich für die Ermöglichung der Promotionsarbeit in seiner Klinik.

Schließlich danke ich meinem lieben Ehemann Robert und meiner Familie für die jahrelange, bedingungslose und unermüdliche Unterstützung, den stetigen Rückhalt und die Motivation zu jeder Zeit. Insbesondere meinen Eltern bin ich unendlich dankbar, dass sie mir das Medizinstudium und Vieles darüber hinaus ermöglicht haben.